

Aus dem Radiologischen Institut der Städtischen Kliniken Fulda
Chefarzt: Prof. Dr. J. P. Haas

Die Darstellung regionaler Wandbewegungsstörungen
des linken Ventrikels mit Hilfe der
Radionuklidventrikulographie

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz
dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von Herbert Kaiser
aus Duisburg

Mainz ~~1984~~
1985

Aus dem Radiologischen Institut der Städtischen Kliniken Fulda
Chefarzt: Prof. Dr. J. P. Haas

Die Darstellung regionaler Wandbewegungsstörungen
des linken Ventrikels mit Hilfe der
Radionuklidventrikulographie

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz
dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von Herbert Kaiser
aus Duisburg

Mainz 1984



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Dekan: Prof. Dr. J. Michaelis

1. Gutachter: Prof. Dr. J. P. Haas

2. Gutachter: Prof. Dr. K. Hahn

Tag der Promotion: 13. 2. 1985

G l i e d e r u n g

	<u>Seite</u>
1.	Einleitung und historische Entwicklung 5
2.	Literaturübersicht 7
2.1	Nuklearmedizinische Funktionsuntersuchungen in der Kardiologie 7
2.2	Die EKG-getriggerte Herzbinnenraum-szintigraphie 10
2.2.1	Verwendete Radiopharmazeutika 10
2.2.2	Datenaufnahme 11
2.2.3	Datenauswertung 17
2.2.3.1	Die Bestimmung globaler Parameter der Herzfunktion 17
2.2.3.2	Die Analyse von Herzwandbewegungsstörungen 21
2.2.3.2.1	Qualitative Verfahren 22
2.2.3.2.2	Quantitative Verfahren 30
2.2.4	Die EKG-getriggerte Herzbinnenraum-szintigraphie unter Ergometerbelastung 32
2.2.5	Ergebnisse der Analyse von Herzwandbewegungsstörungen mit der Herzbinnenraum-szintigraphie 35
2.3	Grundlagen der ROC-Analyse 41

	<u>Seite</u>
3. Eigene Untersuchung	45
3.1 Ziel der Arbeit	45
3.2 Datenaufnahme	45
3.2.1 Aufnahmetechnik	45
3.3 Datenauswertung	47
3.3.1 Die Analyse von Herzwandbewegungsstörungen	47
3.3.2 Die Größenabschätzung des linken Ventrikels	73
3.4 Patientenkollektiv	74
3.5 Ergebnisse	75
3.5.1 Vergleich der Ergebnisse der Wandbewegungsanalyse mit Hilfe des gated-blood-pool-Verfahrens und der Lävokardiographie	75
3.5.2 Ergebnisse der Größenabschätzung des linken Ventrikels	81
3.6 Diskussion der Ergebnisse	84
3.7 Zusammenfassung	88
4. Literaturverzeichnis	89
5. Anhang	96

1. Einleitung und historische Entwicklung

Die Radionuklid-Ventrikulographie (RNV) ist eine nicht-invasive Methode zur Bestimmung globaler Parameter der Herzfunktion wie Ejektionsfraktion, Schlagvolumen, Volumen-Zeit-Differential sowie zur Analyse von Wandbewegungsstörungen.

Sie ermöglicht die Beurteilung der Herzfunktion auch bei schwerkranken Patienten, denen eine invasive Diagnostik nicht zuzumuten ist, und kann im Rahmen der Diagnose und Verlaufsbeobachtung von Herzerkrankungen eingesetzt werden.

Ziel dieser Arbeit soll es sein, unterschiedliche, mit Hilfe der EKG-getriggerten Herzbinnenraumszintigraphie erstellte parametrische Bilder zu vergleichen und anhand der Ergebnisse der Lävokardiographie auf ihre Zuverlässigkeit hin zu überprüfen.

Mit Hilfe verschiedener Auswerteverfahren sollen darüberhinaus Aussagen über die Größe und Begrenzung des linken Ventrikels gemacht werden.

HOFFMANN und KLEINE (20, 21) haben 1965 erstmals die Möglichkeit der Bestimmung von Zeit-Aktivitäts-Kurven durch EKG-getriggerte Sondenmessung über dem Herzen beschrieben. Als Indikator wurden ^{51}Cr -markierte Erythrozyten verwandt. Diese Methode wurde durch den Einsatz

der Anger-Kamera weiterentwickelt.

Nach dem von ZARET und STRAUSS (43) angegebenen Verfahren konnte das Herz in systolischer und diastolischer Phase abgebildet werden. Neben der Erfassung globaler Funktionswerte konnte durch den Vergleich der Herzachsen in beiden Bildern auch eine Aussage über die Wandbewegung des linken Ventrikels getroffen werden.

Durch den Einsatz von Rechnersystemen mit größerem Arbeitsspeicher konnte der Herzzyklus als Sequenz von Bildern dargestellt werden. Das schnelle Abspielen der Bilder einer Sequenz ermöglichte die direkte Beobachtung von Bewegungsstörungen (vgl. ADAM (3), BORER (6)).

Eine differenziertere Beurteilung der Wandbewegung erlaubte die Auswertung der regionalen Zeit-Aktivitäts-Kurve mit Hilfe mathematischer Verfahren, wie der Gradientenberechnung oder Fourier-Analyse. Die Ergebnisse dieser Verfahren konnten als sogenannte Funktionsbilder des Herzens und speziell des linken Ventrikels dargestellt werden (ADAM (2)).

2. Literaturübersicht

2.1 Nuklearmedizinische Funktionsuntersuchungen in der Kardiologie

Prinzipiell gibt es zwei verschiedene Techniken dynamischer nuklearmedizinischer Untersuchungen des Herzens:

- Die EKG-getriggerte Herzbinnenraumszintigraphie (gated-blood-pool),
- die Darstellung der Herzbinnenräume während der ersten Indikatorpassage (first-pass).

Die Untersuchung im Rahmen der EKG-getriggerten Herzbinnenraumszintigraphie (gated-blood-pool) erfolgt nach Gleichverteilung des Indikators im Intravasalraum. Dadurch ergibt sich, bezogen auf den einzelnen Herzzyklus, eine nur geringe Zählrate. Um trotzdem eine ausreichende Zählstatistik zu erreichen, werden mehrere hundert Zyklen mit Hilfe des gleichzeitig registrierten EKG-Signals phasengerecht aufaddiert. Auch bei diesem Verfahren erfolgt die Auswertung nach globalen und regionalen Funktionsparametern.

Wenn man von der Verwendung neuerer ultrakurzlebiger Nuklide absieht, beruht der entscheidende Vorteil des gated-blood-pool auf der Möglichkeit, Mehrfachstudien ohne wiederholte Indikatorinjektion durchführen zu kön-

nen. Die Nachteile liegen in der relativ hohen Aufnahmezeit und in der Tatsache, daß eine Trennung des rechten vom linken Ventrikel nur in der LAO-Sicht möglich ist.

Bei der first-pass-Methode wird der Indikator als Bolus in eine periphere Vene injiziert und die Passage des Bolus durch das Herz und die großen Gefäße mit Hilfe einer Gamma-Kamera und eines Computersystems registriert, wobei über den einzelnen Herzabschnitten Zeit-Aktivitäts-Kurven abgeleitet werden können.

Die Vorteile der first-pass-Technik liegen zum einen in der zeitlich aufeinanderfolgenden Darstellung der verschiedenen Herz- und Gefäßabschnitte. Dadurch lassen sich diese nahezu überlagerungsfrei darstellen. Zum anderen zeichnet sich das Verfahren durch die beim ersten Indikatordurchgang noch geringe Hintergrundstrahlung und die kurzen Aufnahmezeiten aus. Neben der Bestimmung der Ejektionsfraktion und der Wandbewegungsanalyse (JENGO (24), SCHAD (38)) ergibt sich die Möglichkeit der Shunt-Analyse (SCHNEIDER (39)) und der Bestimmung von Transit-Zeiten (FEINENDEGEN (14), KNAPP (27)).

Nachteilig ist, wenn man wiederum von der Verwendung ultrakurzlebiger Nuklide absieht, die Tatsache, daß pro Injektion nur e i n e Studie registriert werden kann. Die Wiederholung einer Studie, z. B. unter Belastung oder Medikamentengabe, erfordert eine neue

Indikatorinjektion und bedeutet eine erhöhte Strahlenbelastung. Aus diesem Grunde werden first-pass-Untersuchungen von verschiedenen Autoren mit gated-blood-pool-Untersuchungen kombiniert (HENNING (19)). Die bei der Bolus-Passage zu registrierenden Zählraten sind derart hoch (Größenordnung 200 000 counts/s), daß diese mit den heute noch üblichen Anger-Kameras nur unbefriedigend verarbeitet werden können. Zur Sicherung einer ausreichenden Zählstatistik wird häufig eine Multikristallkamera verwendet.

FOLLAND (15) hat Vergleichsuntersuchungen zwischen first-pass- und gated-blood-pool-Methode sowie der Kontrastmittel-Angiographie durchgeführt. Bei der Bestimmung der Ejektionsfraktionswerte ergab sich bei der first-pass-Untersuchung und der Kontrastmittel-Angiographie eine lineare Regression mit einem Regressionskoeffizienten von $r = 0.86$, bei der gated-blood-pool-Methode und der Kontrastmittel-Angiographie $r = 0.84$. Untereinander verglichen, fand sich zwischen den Werten von first-pass und gated-blood-pool eine Korrelation von $r = 0.87$. Auch bei der Analyse der regionalen Wandbewegung zeigte sich eine gute Übereinstimmung zwischen beiden szintigraphischen und der kontrastmittel-angiographischen Methode.

2.2 Die EKG-getriggerte Herzbinnenraumszintigraphie

Die Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit wurden mit der EKG-getriggerten Herzbinnenraumszintigraphie durchgeführt. Im Folgenden soll deshalb auf diese Methode eingegangen werden.

2.2.1 Verwendete Verfahren

Die Funktion des Radiopharmazeutikums bei der Herzbinnenraumszintigraphie läßt sich mit der des Röntgenkontrastmittels bei der Lävokardiographie vergleichen. Die Herzbinnenräume lassen sich im positiven Kontrast darstellen.

Zwei unterschiedliche Verfahren sind gebräuchlich:

- die Markierung von Humanserumalbumin und
- die Markierung autologer Erythrozyten.

Als Radionuklid kommt ^{99m}Tc Technetium zur Anwendung. Für die in-vitro-Markierung von Humanserumalbumin werden kommerzielle Kits benutzt, wodurch die Anwendung vereinfacht wird. Das Verfahren hat nach DRESSLER (13) allerdings den



Nachteil, daß bei längeren Untersuchungszeiten ^{99m}Tc freigesetzt werden und aus der Blutbahn diffundieren kann.

Das führt zur Vergrößerung der Hintergrundstrahlung und zur Herabsetzung des Szintigraphiekontrastes.

Die in-vitro-Markierung autologer Erythrozyten vermeidet diesen Nachteil, ist aber zeitaufwendiger. Deshalb hat sich für die Markierung der Erythrozyten die in-vivo-Markierung durchgesetzt. Sie erfolgt durch Injektion von ZinnpYROPHOSPHAT, gefolgt von einer Injektion mit ^{99m}Tc als Per-technetat nach ca. 15 - 20 min. (MADDOX (32)).

2.2.2 Datenaufnahme

Die Standardaufnahmeposition beim gated-blood-pool-Verfahren ist die LAO-Sicht, da nur in dieser Projektion eine Überlagerungsfreie Darstellung von rechtem und linkem Ventrikel möglich ist.

Es wurden mehrere Verfahren beschrieben, um eine optimale Trennung des linken vom rechten Ventrikel in den Szintigrammen zu erreichen. In der Regel erfolgt dies durch die Einstellung einer mo-

difizierten LAO-Sicht mit einem Winkel von 35° - 45° , wobei die Kamera nach cranial um einen Winkel von 5° - 15° geschwenkt wird. Die Güte der Einstellung kann auf dem Monitor kontrolliert werden.

MADDOX (31) schlägt zur Überprüfung der Kameraposition die Durchführung einer Serie von statischen Szintigrammen mit einer Gesamtimpulszahl von 400 000 counts pro frame vor. Kriterium für die richtige Einstellung ist die optimale Trennung des rechten vom linken Ventrikel und die möglichst breite Darstellung des Septums.

Die an der Kamera anfallenden Daten werden über einen Analog-Digital-Wandler vom Rechner übernommen. Sie können dann entweder im getriggerten frame-mode-Verfahren oder list-mode-Verfahren erfaßt werden (vgl. KNOPP (28)).

Bei der getriggerten frame-mode-Erfassung wird zunächst die Länge mehrerer Herzzyklen aus dem gleichzeitig registrierten EKG als R-R-Abstand berechnet und gemittelt. Aus diesem durchschnittlichen R-R-Intervall wird durch Division durch die vorzugebende Bildanzahl das gate-Intervall bestimmt. Dieses gate-Intervall entspricht der Aufnahmezeit pro Bild. Für jedes Bild der Sequenz wird im Speicher des Rechnersystems Platz ent-

sprechend der Bildmatrix reserviert.

Die von der Kamera übernommenen Daten werden dann im Takt des gate-Intervalls auf den verschiedenen Matrizen der Bilder im Speicher abgelegt.

Die getriggerte frame-mode-Erfassung berücksichtigt nicht die unterschiedliche Länge der einzelnen Herzyklen, da von einem einmal festgesetzten durchschnittlichen gate-Intervall ausgegangen wird. Zyklen, deren R-R-Intervall größer ist als das gemittelte, können nicht voll erfaßt werden. Bei kürzeren Intervallen erhalten die letzten Matrizen im Arbeitsspeicher keine Bilddaten mehr. Die Variation der Herzfrequenz wirkt sich nicht auf alle Phasen der Herzfunktion gleich aus, sondern betrifft hauptsächlich die Diastole. Die Systolendauer verändert sich im Vergleich zur Diastolendauer nur wenig.

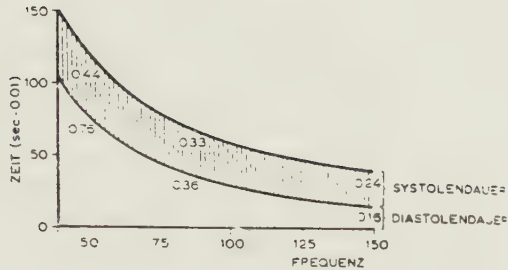


Abb.1 Systolendauer und Diastolendauer
in Abhängigkeit von der Herzfrequenz
nach Gauer (16)

Dies führt zu Ungenauigkeiten, insbesondere im zweiten Teil der Volumen-Zeit-Kurve, was z. B. die Bestimmung der Relaxationsgeschwindigkeit des linken Ventrikels beeinträchtigen kann.

Diese Überlegungen führen zu der Forderung, nur repräsentative Herzaktionen zu registrieren bzw. aufwendigere Längenkorrekturen vorzunehmen. Dies erfordert jedoch erhebliche Speicherkapazitäten, die in der Regel in kommerziellen Systemen nicht zur Verfügung stehen.

Eine Alternative zu dem beschriebenen frame-mode-Verfahren ist das list-mode-Verfahren. Hier erfolgt die Speicherung der registrierten Gammaquanten mit ihren Zeilen- und Spaltenkoordinaten in Form einer Liste, wobei gleichzeitig in einem bestimmten Takt Zeitmarken zur späteren zeitlichen Zuordnung registriert werden. Aus dieser Liste kann dann später die Bildsequenz erstellt werden, wobei Faktoren wie Matrix und zeitliche Auflösung auch variiert werden können.

Auch beim list-mode-Verfahren ist eine Registrierung repräsentativer Herzaktionen möglich. Hierbei wird zunächst eine Häufigkeitsverteilung der Zyklusdauer der registrierten Herzaktionen bestimmt. In der Regel werden die am häufigsten auftretenden Zykluslängen als Längen repräsentativer Aktionen festgelegt und nur diese bei der Erstellung der Bildsequenz berücksichtigt.

Tabelle 1 gibt eine Übersicht über die von verschiedenen Autoren angegebenen Aufnahmedaten.

Autor	Aktivität in m Ci	Bilder pro Zyklus bzw. Bilddauer in ms	Counts	Kollimator	Aufnahme- zeit	Matrix
Holman (22)	25	50 ms	200.000 - 600.000 pro Bild	high-sensi- tivity		64 x 64
Maddox (31)	10 - 15	50 ms	300.000 pro Bild	high-sensi- tivity		64 x 64
Okada (35)	20	28 Bilder	200.000 pro Bild	high-reso- lution	5 - 10 min.	
Silber (41)	15 - 20	21 Bilder	12 Mill. pro Studie	high-sensi- tivity		64 x 64
Brady (10)	25	14 Bilder	150.000 pro Bild	high-sensi- tivity	90 - 120 s	64 x 64
Green (18)	10	20 - 40 ms	150.000 - 250.000 pro Bild	high-sensi- tivity	3 min.	32 x 32
AG kardiovaskul. Nukl. Med. (4)		min. 16 Bilder	600 pro pixel			32 x 32

Tab. 1 Übersicht über die von verschiedenen Autoren angegebenen Aufnahmedaten für die Erstellung parametrischer Bilder bei Untersuchungen in Ruhe (22, 31, 35, 41) und unter Belastung (10, 18) im Vergleich mit den Empfehlungen der Arbeitsgemeinschaft Kardiovaskuläre Nuklearmedizin (4)

2.2.3 Datenauswertung

Die Bestimmung globaler Parameter liefert Aussagen über die Funktion des linken Ventrikels insgesamt. Zu diesen Parametern gehören z. B. die Ejektionsfraktion, das Schlagvolumen, systolisches, diastolisches Volumen und das Volumen-Zeit-Differential. Diese Werte können jedoch bei regional begrenzten Störungen der Ventrikelfunktion noch normal sein, da die Funktionsausfälle der erkrankten durch die gesunden Partien des Myokards kompensiert werden. Solche Störungen können durch regionale Parameter erfaßt werden.

2.2.3.1 Die Bestimmung globaler Parameter der Herzfunktion

Die Genauigkeit der Bestimmung globaler Funktionsparameter hängt wesentlich davon ab, wie die Hintergrundkorrektur und die Grenzen des linken Ventrikels in Diastole und Systole bestimmt werden. Markiert man die Grenzen des linken Ventrikels im end-diastolischen Bild als 'region of interest' (ROI), so läßt sich eine Zeit-Aktivitätskurve errechnen. Diese setzt sich aus den zeitlichen Volumenschwankungen

des Ventrikels und der Hintergrundaktivität zusammen. Um die bereinigte Zeit-Volumen-Kurve zu erhalten, muß also die Hintergrundkorrektur bestimmt werden. Hierfür sind mehrere Verfahren erprobt worden.

MADDOX (31) beschreibt eine automatische computergestützte Positionierung der Hintergrund-ROI's. Neben der von Hand markierten ROI der enddiastolischen Begrenzung des linken Ventrikels werden drei Rechteck ROI's definiert. Die Hintergrundkorrektur wird bestimmt als Mittelwert der Zählraten aller Zellen dieser drei Hintergrund-ROI's.

GEFFERS (17) beschreibt zwei weitere Möglichkeiten zur Bestimmung der Hintergrundkorrektur. Bei der ersten geht er, wie MADDOX auch, von der Voraussetzung einer räumlich konstanten Hintergrundaktivität aus. Die Hintergrund-ROI wird außerhalb der endsystolischen Begrenzung des linken Ventrikels gewählt und die durchschnittliche systolische Zählrate pro Kanal in dieser ROI als Hintergrundkorrektur für alle Phasen der Herzaktion verwendet.

Eine Verbesserung der Korrektur ist bei einem Verfahren zu erwarten, das die Hintergrundinhomogenität berücksichtigt. Das zweite von GEFERS beschriebene Verfahren verwendete deshalb keine konstante Hintergrundsubtraktion, sondern stellt den Hintergrund durch eine nach cranial und linkslateral geneigte Ausgleichsebene näherungsweise dar.

BREUEL et al. (11) verwenden für die Hintergrundkorrektur das Differenzareal von systolischem und diastolischem Ventrikelbild. Die während der Systole in diesem Bereich registrierte Impulszahl wird als Korrektur von allen Punkten der Ventrikelkurve subtrahiert. In einem zweiten Verfahren benutzen sie eine halbkreisförmige Region, die um den enddiastolischen linken Ventrikel herumgelegt wird.

Aus den Hintergrund-korrigierten Zeit-Volumen-Kurven lassen sich verschiedene globale Parameter der Herzfunktion ableiten. Als Beispiel sei die Ejektionsfraktion (EF) genannt, die sich aus enddiastolischer (ED), endsystolischer Zählrate (ES) und Hintergrundkorrektur (HG)

nach Formel (1) errechnen läßt.

$$EF = \frac{ED - ES}{ED - HG} \times 100 \% \quad (\text{Formel 1})$$

Die mit Hilfe der ersten von GEFERS (20) beschriebenen Methode bestimmten EF-Werte liegen signifikant unter den angiographisch bestimmten, während mit der zweiten eine befriedigende Übereinstimmung erzielt wird.

MADDOX (32) ermittelt für sein Verfahren eine lineare Korrelation zwischen angiographischen und szintigraphischen EF-Werten mit einem Regressionskoeffizienten von $r = 0.91$.

BREUEL (11) kommt zu dem Ergebnis, daß nur die Hintergrundkorrektur mittels systolisch-diastolischer Differenzareale zu EF-Werten führt, die mit denen der Lävokardiographie übereinstimmen. Das Verfahren, das eine halbkreisförmige ROI verwendet, führt zu kleineren EF-Werten mit deutlich größerer Streuung.

Eine Vielzahl anderer Untersuchungen bestätigt die gute Übereinstimmung der mittels Lävokardiographie und Herzbinnenraumszintigraphie bestimmten EF-Werte (10, 12, 15, 36, 37, 42).

2.2.3.2 Die Analyse von Herzwandbewegungsstörungen

Die Bestimmung regionaler Funktionsparameter dient zur Analyse von Wandbewegungsstörungen. Es gibt eine Reihe von Verfahren, die auf der Betrachtung unterschiedlicher mit Hilfe des Rechners erstellter Bilder beruhen. Diese Verfahren werden nachfolgend als qualitative Verfahren beschrieben. Bei diesen Verfahren wird das Ergebnis durch die subjektive Beurteilung des Betrachters beeinflusst. Es sind deshalb auch quantitative, beobachterunabhängige Verfahren entwickelt worden.

2.2.3.2.1 Qualitative Verfahren

Die mit Hilfe der qualitativen Verfahren erstellten Bilder können als Funktionsbilder beschrieben werden. Sie entstehen dadurch, daß aus den ursprünglichen Daten für jeden Matrixpunkt ein Funktionswert errechnet wird. Diese punktweise errechneten Funktionswerte werden wieder in einer Matrix zusammengefaßt, wobei die Koordinaten der einzelnen Funktionswerte mit denen der entsprechenden Bildpunkte in der ursprünglichen Matrix übereinstimmen.

Das einfachste Beispiel ist das systolisch-diastolische Differenzbild (GEFFERS (17)).

Zur Konstruktion dieses Bildes werden die Impulszahlen im endsystolischen Bild von denen im enddiastolischen Bild punktweise subtrahiert. Entsprechend der Berechnung des globalen Schlagvolumens kann dieses Bild als regionales Schlagvolumenbild bezeichnet werden.

MADDOX (32) verwendet neben diesem Schlagvolumenbild die regionale Ejektionsfraktion zur Darstellung von Wandbewegungsstörungen. Diese wird für jeden Bildpunkt aus den endsystolischen (ES), enddiastolischen (ED) und Hintergrundimpulszahlen (HG) nach Formel (1) berechnet.

Das Bild zeigt im Bereich des linken Ventrikels eine hufeisenförmige Zone maximaler EF-Werte, die von anteroseptal über apical nach posterolateral zieht und zur Klappenebene hin geöffnet ist. In der Mitte dieser Zone und zur Klappenebene hin sind die EF-Werte geringer. Die Zone maximaler EF-Werte befindet sich außerhalb der endsystolischen Begrenzung des linken Ventrikels. Die hier während der Systole gemessenen Impulszahlen entsprechen den Hintergrundimpulszahlen. Dies erklärt die hier auftretenden hohen regionalen EF-Werte, die nach obiger Formel praktisch 100 % ergeben müssen. Eine Verschmälerung oder Unterbrechung dieses Maximumbereiches an einer bestimmten Stelle weist nach MADDOX (32) auf eine dort bestehende Wandbewegungsstörung hin.

Beide Verfahren berücksichtigen nur diejenigen Daten, die während Enddiastole und Endsystole anfallen. Da durch entsprechende Kamera-Rechner-Systeme höhere zeitliche Auflösungen erreicht werden können, sind zur Auswertung Verfahren wünschenswert, die den erhöhten Informationsgehalt dieser Daten nutzbar machen.

Erreicht werden kann dies durch eine Analyse der regionalen Zeit-Aktivitäts-Kurve. Hierunter versteht man die Abbildung der über den einzelnen Matrixpunkten gemessenen Impulszahl als Funktion der Zeit. Geht man von einer zeitlich konstanten Hintergrundaktivität aus, sind die über dem Herzen gemessenen Zeit-Aktivitäts-Kurven den durch die Herzaktion schwankenden Volumina proportional.

Die Zuverlässigkeit der regionalen Zeit-Aktivitäts-Kurve hat ADAM (1) nachgewiesen. Dazu wurde zunächst die Zuverlässigkeit der globalen Kurven des linken Ventrikels durch Wiederholungsmessungen sowie durch Vergleich der aus diesen Kurven bestimmten EF-Werte mit den durch Lävokardiographie ermittelten aufgezeigt. Anschließend wurden die regionalen Kurven

mit den globalen Kurven verglichen und die Korrelation zwischen beiden durch eine Matrix der Korrelationskoeffizienten bildlich dargestellt. Hierbei zeigte sich, daß die Korrelation der Kurven im Bereich des linken Ventrikels zum Teil Werte über $r = 0.95$ erreichte und auch in den Randbezirken nicht unter $r = 0.85$ fiel. Das galt nur für herzgesunde Patienten, nicht jedoch für Infarktpatienten. Im Bereich eines Infarktes konnte die Korrelation erheblich absinken, während in der Umgebung des Infarktes die gute Korrelation bestehen blieb.

Diese Tatsachen bestätigen die Zuverlässigkeit der regionalen Zeit-Aktivitäts-Kurven des linken Ventrikels und ermöglichen eine weitergehende Analyse.

Die Zählraten in Abhängigkeit von der Zeit sind periodische Funktionen und können deshalb mit Hilfe der Fourier-Analyse näher untersucht werden. Die Beschreibung von Wandbewegungsstörungen durch die Fourier-Analyse der regionalen Zeit-Aktivitäts-Kurve ist erstmals von ADAM (2) beschrieben worden. Das zugrundeliegende Prinzip besagt, daß jede periodische Funktion durch eine unendliche Reihe von Sinus- und Kosinusfunktionen dargestellt werden kann.

Die unterschiedlichen Phasen und Amplituden dieser Funktionen ermöglichen eine genaue Annäherung an die Originalkurve.

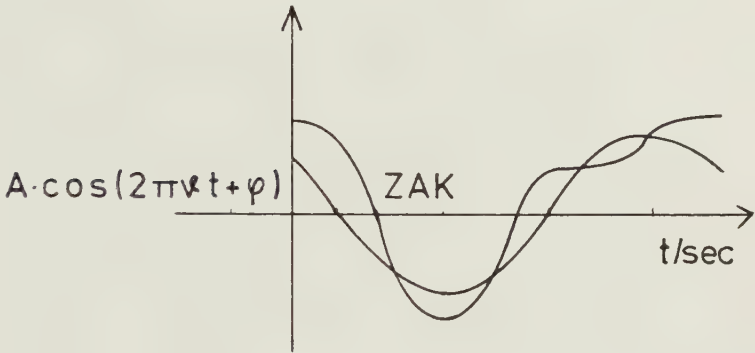


Abb.2 zur Fourieranalyse: ZAK: Zeit-Aktivitäts-Kurve, A: Amplitude, ν : Herzfrequenz, φ : Phase des ersten Cosinusgliedes der Fourier-Analyse

Für die regionale Funktionsanalyse ist es ausreichend, wenn die unendliche Reihe nach dem ersten Cosinusglied abgebrochen wird. Amplitude und Phase dieses Gliedes sind die Größen, welche neben der Frequenz die Ventrikelkurve hinreichend ge-

nau beschreiben. Amplitude und Phase werden für jeden Matrixpunkt errechnet und in getrennten Funktionsbildern dargestellt.

Das Amplitudenbild zeigt diejenigen Herzanteile, die sich im Rhythmus der Herzfrequenz kontrahieren. Es sind dies die Ventrikel, die Vorhöfe sowie teilweise die großen Gefäße. Die Umgebung, die keinen herzsynchronen Schwankungen unterliegt, wird nur mit sehr geringer Amplitude abgebildet, so daß eine Abgrenzung des Herzens und seiner einzelnen Abschnitte gut möglich ist.

Das Phasenbild dagegen unterscheidet Strukturen mit verschiedener Phasenlage. So lassen sich die Vorhöfe von den Ventrikeln abgrenzen, da sich die Vorhöfe in der Systole füllen und in der Diastole entleeren, was einer Phasenverschiebung gegenüber den Ventrikeln von 180° entspricht.

Bei allen Formen von Wandbewegungsstörungen ergeben sich typische Veränderungen in beiden Bildern. Hypo- und Akinesien führen zur Abnahme bzw. zum Verschwinden

der Amplitude an entsprechender Stelle. Dyskinesien bewirken eine größere Phasenverschiebung gegenüber den sich normal kontrahierenden Myokardanteilen.

Neben der Fourier-Analyse kommt zur Wandbewegungsanalyse auch die sogenannte Gradientenzintigraphie zur Anwendung. Hierbei wird der systolische bzw. diastolische Teil der Kurve durch eine Ausgleichsgerade dargestellt und deren Steigung berechnet.

Auch diese Werte werden punktweise bestimmt und als Funktionsbilder dargestellt.

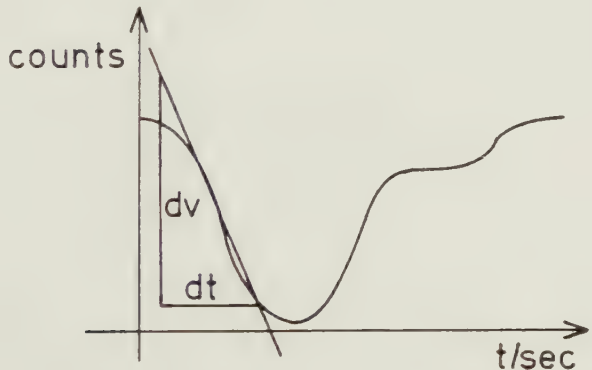


Abb.3 Bestimmung des mittleren dv/dt

Auch der Betrag des maximalen dV/dt läßt sich als Funktionsbild darstellen. In jedem Punkt der Volumen-Zeit-Kurve wird die erste Ableitung, das Volumen-Zeit-Differential, bestimmt und das Maximum dieser Funktion zur bildlichen Darstellung verwendet.

Im abfallenden, d. h. systolischen Teil der Kurve, ist dieser Wert ein Maß für die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit des Ventrikels.

Im diastolischen Teil ist das maximale dV/dt ein Maß für die Relaxationsgeschwindigkeit.

Die beschriebenen Funktionsbilder haben den Vorteil, die in den Volumen-Zeit-Kurven enthaltenen Informationen weitgehend auszuwerten und für die Diagnostik nutzbar zu machen. Dafür muß die relative Abstraktheit der Darstellung in Kauf genommen werden. Wesentlich anschaulicher läßt sich die Bewegung des Herzens sichtbar machen, indem man die erstellte Bildsequenz nach Subtraktion eines konstanten Hintergrundfaktors in einer endlosen Schleife auf dem Monitor des Rechner-

systems abspielt. Auch dieses Verfahren wird zur Wandbewegungsanalyse verwandt (KARSCH (26)), BORER (6)).

2.2.3.2.2 Quantitative Verfahren

OGRIS (34) benutzt die Radiusverkürzung als Maß für die regionale Kontraktion des linken Ventrikels. Ausgehend vom Schwerpunkt der Projektionsfläche des linken Ventrikels wird die Länge des Radius in verschiedenen Richtungen im Abstand von je 5° bestimmt. Die systolisch-diastolischen Verkürzungen der verschiedenen Radien werden bestimmt und mit Mittelwerten, die anhand eines Normalkollektivs bestimmt werden, verglichen.

Das Verfahren setzt eine exakte Definition der Grenzen des linken Ventrikels voraus. Hierbei ist zu berücksichtigen, daß das Auflösungsvermögen des einzelnen szintigraphischen Bildes auf die Größenordnung von ca 1 cm beschränkt ist.

Die Inhomogenität der Hintergrundstrahlung bewirkt weitere Unsicherheiten, wenn

die Grenzen des Ventrikels wie bei den beschriebenen Verfahren als Linie gleicher Countzahlen festgelegt werden.

Die quantitative Bestimmung der regionalen Ejektionsfraktion versucht diese Unsicherheiten zu umgehen. Hierzu wird die Projektionsfläche des linken Ventrikels in verschiedene ROI's eingeteilt, über denen die Ejektionsfraktion quantitativ bestimmt wird. Es werden also nicht nur einzelne Randpunkte, sondern größere Teilflächen des Ventrikels untersucht.

SILBER (41) unterteilt den linken Ventrikel in 12 radiäre Segmente mit einem Abstand von je 30° . Diese Segmente gehen vom Mittelpunkt einer um den linken Ventrikel gelegten Rechteck-ROI aus. Entsprechend der Berechnung der globalen Ejektionsfraktion wird für jedes dieser Segmente die regionale Ejektionsfraktion bestimmt. Sie wird mit unterschiedlicher Graustufung bildlich dargestellt und als Funktion des Winkels in Form einer Kurve aufgetragen.

MADDOX (32) benutzt acht verschiedene ROI's zur Ermittlung der regionalen EF.

Die Fläche des linken Ventrikels wird durch eine basal-apicale Längsachse sowie durch drei Querachsen aufgeteilt. Bei der Bestimmung der regionalen EF bleiben die beiden basalen ROI's, die über der Aorten- bzw. Mitralklappe liegen, unberücksichtigt. Die übrigen ROI's werden den entsprechenden anatomischen Wandsegmenten zugeordnet.

2.2.4 Die EKG-getriggerte Herzbinnenraumszintigraphie unter Ergometerbelastung

Signifikante Stenosen der Herzkranzgefäße können unter Belastung Störungen der Ventrikelfunktion hervorrufen, die in Ruhe nicht nachweisbar sind. Diese sind auf das gestörte Verhältnis von Sauerstoffangebot und -bedarf bei Belastung zurückzuführen, das unter Ruhebedingungen noch ausgeglichen sein kann. Die Belastungsuntersuchung ermöglicht also eine Aussage über die hämodynamische Bedeutung einer Stenose.

BRADY (8) weist auf die verschiedenen Schwierigkeiten, die bei der Durchführung von Belastungsuntersuchungen auftreten hin.

Der Grad der erreichten Belastung muß ausreichend sein, um eine ischiämiebedingte Funktionsstörung des Myokards zu verursachen. Submaximale Belastungen können zu falsch negativen Ergebnissen führen, wenn die Sauerstoffbilanz des Herzmuskels noch ausgeglichen ist. Auch die EF kann in solchen Fällen entsprechend den Befunden beim Herzgesunden noch ansteigen und erst eine weitere Belastungssteigerung deckt pathologische Befunde auf.

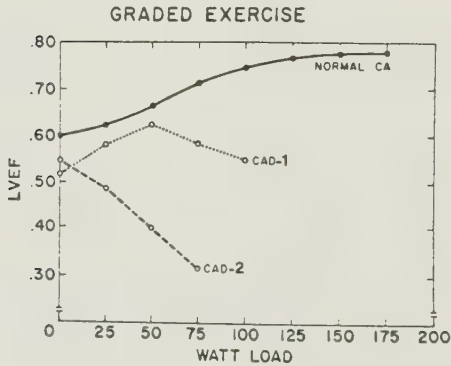


Abb.4 Verhalten der EF unter Belastung bei einem Patienten mit normaler Koronararterien (normal CA) und bei zwei Patienten mit nachgewiesener koronarer Herzkrankheit nach Brady (8)

Da die Methode jedoch auch bei Patienten angewendet werden soll, denen eine solche Belastung nur kurzzeitig zugemutet werden kann, müssen die Aufnahmezeiten entsprechend verkürzt werden. Während der Datenregistrierung soll sich die Herzfrequenz nur unwesentlich ändern, um ein konstantes gate-Intervall zu erreichen.

Die Belastung muß also vor der Datenaufnahme zumindest so lange durchgeführt werden, bis ein steady-state erreicht ist.

Ein weiteres Problem ist die Vermeidung von Bewegungsartefakten durch eine geeignete Lagerung des Patienten.

Die Belastung erfolgt nach BORER (7), mit Hilfe des drehzahlunabhängigen Fahrradergometers in Rückenlage.

Die Steigerung der Belastung erfolgt in 25 Watt-Stufen alle zwei Minuten. Beim Auftreten einer Angina pectoris, bei Dyspnoe oder Erschöpfung des Patienten wird die Belastung abgebrochen.

SAUER (37) führt die Belastung unter EKG-Kontrolle durch, wobei die Datenaufnahme bei Erreichen der üblichen Abbruchkriterien oder bei einer Herzfrequenz von 140/min begonnen und über mindestens 120 sec und längstens 240 sec fortgesetzt wird.

OKADA (35) bestimmt vor der Registrierung der Szintigramme die maximale Belastbarkeit des einzelnen Patienten. Nach einem Zeitraum von zwei Stunden wird der Patient erneut mit einer Belastungsstufe von 75 % des ermittelten Maximalwertes belastet. Nach einer Minute, wenn die Herzfrequenz sich auf einen konstanten Wert eingestellt hat, wird die Datenaufnahme begonnen und für drei Minuten bei konstanter Belastung fortgesetzt.

2.2.5 Ergebnisse der Analyse von Herzwandbewegungsstörungen mit der Herzbinnenraum-szintigraphie

MADDOX (31) untersuchte 34 Patienten, von denen 17 einen Herzinfarkt innerhalb der letzten 10 Tage bis siebzehn Monate überstanden hatten. Die übrigen 17 Patienten zeigten keine Anzeichen einer Infarktzirkulation.

Die Ergebnisse der Schlagvolumen- und Ejektionsfraktionsbilder wurden mit denen der Lävokardiographie verglichen. Dabei ergab sich eine Übereinstimmung in 33 Fällen (97 %) sowie ein falsch negatives Ergebnis bei einem Patienten mit einer anterioren Hypokinesie im Lävokardiogramm. Die Bewegungsstörungen der ersten Gruppe wurden drei anatomischen Segmenten (anterior, apical und inferoposterior) zugeordnet, wobei sich eine Übereinstimmung in 35 von 51 Segmenten ergab.

ADAM (3) berichtete über die Ergebnisse, die aufgrund sechs verschiedener parametrischer Scans ermittelt wurden.

Grundlage dieser Scans waren:

1. die enddiastolische-endsystolische Zählratendifferenz,
2. die Zählratendifferenz von Endsystole und dem Ende der schnellen Füllungsphase,
3. die Kontraktionsgeschwindigkeit,
4. die Relaxationsgeschwindigkeit,
5. die Amplitude und
6. die Phase des ersten Fourier-Koeffizienten

Bei 67 Patienten wurden diese parametrischen Scans mit der Lävokardiographie verglichen. Die Auswertung erfolgte nach unterschiedlichen anatomischen Segmenten, wobei lävokardiographisch 158 von 536 Segmente Bewegungsstörungen aufwiesen.

Das ergab einen Prozentsatz von 29,3 % verglichen mit 31,3 % der Segmente in den parametrischen Scans. Für die verschiedenen Scans ergaben sich unterschiedliche Sensitivitäten und Spezifitäten, wobei die Darstellung des maximalen dV/dt die höchste Sensitivität (97,8 %) aufzuweisen hatte.

Die besten mit vier falsch-negativen und zwei falsch-positiven Ergebnissen wurden mit einer Kombination von vier Scans (der Fourier-Amplitude und -Phase sowie der Differenzbilder) bestimmt.

SIGEL (40) untersuchte siebenzig Patienten mit subakutem oder chronischem Infarkt, der klinisch und anhand des EKG nachgewiesen wurde. Bei allen Patienten wurde eine ^{201}Tl -Myokardszintigraphie und eine $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Motilitätsszintigraphie durchgeführt.

Hierbei ergab die Myokardszintigraphie in 66 % der Fälle einen pathologischen Befund, die Motilitätsszintigraphie dagegen in 97 % der Fälle. Auch in der Gruppe der chronischen Infarkte zeigte sich eine geringere Sensitivität der Myokardszintigraphie (81 % pathologische Befunde) im Vergleich zur Motilitätsszintigraphie (97 %).

Anhand einer Untersuchung von 62 Patienten mit Verdacht auf koronare Herzkrankheit fand sich im Vergleich zur Lävokardiographie eine gute Sensitivität der szintigraphisch erfaßten Bewegungsstörungen von 97 %. Die Spezifität betrug 80 %.

SILBER (41) ermittelte an einer Gruppe von 16 gesunden Probanden quantitative Normwerte für die regionale Ejektionsfraktion nach der radiar-segmentalen Methode. Es ergaben sich höhere Werte im apical-inferioren Bereich (80 ± 10 %) im Vergleich zu den antero-septalen (63 ± 15 %) und postero-lateralen Bereichen (77 ± 11 %).

Bei Patienten mit Hypo- und Akinesien er-

gab sich eine Erniedrigung der Mittelwerte der radiär-segmentalen Ejektionsfraktion, die qualitativ mit der ventrikulographisch bestimmten prozentualen Halbachsenverkürzung übereinstimmt.

Die radiär-segmentalen Normwerte der Ejektionsfraktion ergaben eine gute Übereinstimmung mit den von MADDOX (32) bestimmten Werten.

Auch MADDOX (32) benutzte die Lävokardiographie als Referenzmethode. Bei einer Gruppe von 33 Patienten wurde die regionale Ejektionsfraktion für jeweils drei Segmente (anteroseptal, apical, inferoposterior) bestimmt. Bei 83 von 99 Segmenten (84 %) fand sich eine Übereinstimmung bezüglich der Erfassung von Bewegungsstörungen. Falsch positive Ergebnisse fanden sich bei zwei, falsch negative Ergebnisse bei 14 Segmenten.

BORER (6) berichtete über Untersuchungen, mit dem von GREEN und BACHARACH (18) beschriebenen Verfahren. Es wurden 11 Patienten ausgewählt, deren EF und regionale Funktion in der Lävokardiographie normal waren. Bei allen Patienten trat unter

Belastung mindestens eine bewegungs-
gestörte Region im Bereich des linken
Ventrikels auf. Bei all diesen Regi-
onen konnte eine gute Übereinstimmung mit
denen im Rahmen der Koronarangiographie
dargestellten Stenosen festgestellt wer-
den. Auch im Vergleich zum Belastungs-
elektrokardiogramm ergab sich für die
Herzbinnenraumszintigraphie unter Be-
lastung eine deutlich höhere Sensitivi-
tät und Spezifität in der Erkennung der
koronaren Herzkrankheit (BORER (7)).

SAUER (37) untersuchte 18 Koronarkranke
unter Ruhe- und Belastungsbedingungen.
Sieben Patienten hatten bereits in Ruhe
regionale Kontraktionsstörungen. Bei al-
len Patienten traten unter Belastung neue
Kontraktionsstörungen auf und bereits in
Ruhe vorhandene Störungen verstärkten
sich.

BRADY (10) verglich Ruhe- und Belastungs-
untersuchungen im Rahmen der Lävokardio-
graphie und der Herzbinnenraumszintigra-
phie. Bewegungsgestörte Wandsegmente wur-
den anhand einer fünfstufigen Skala beur-
teilt. Bei einer Abweichung von maximal
einer Stufe ergab sich eine Übereinstim-

mung von 97 % der Wandsegmente unter Ruhebedingungen bzw. von 96 % unter Belastungsbedingungen.

2.3 Grundlagen der ROC-Analyse

Im Folgenden werden die Grundlagen der ROC-Analyse, die im Rahmen dieser Arbeit zur Beurteilung der Ergebnisse der Wandbewegungsanalyse des linken Ventrikels benutzt wird, dargestellt (vgl. (25), (30), (33)).

Das Verfahren der ROC-Analyse (Receiver-operating-characteristics) berücksichtigt nicht nur die objektiven Eigenschaften eines Untersuchungsverfahrens, sondern auch das subjektive Entscheidungsverhalten des Beurteilers.

Vergleicht man die Ergebnisse eines Untersuchungsverfahrens, das innerhalb eines Kollektivs die Entscheidung zwischen Kranken (Ergebnis: positiv) und Gesunden (Ergebnis: negativ) erlauben soll, mit den tatsächlichen gesunden oder kranken Patienten, so lassen sich die ermittelten Befunde nach folgendem Schema einteilen:

Untersuchungs- ergebnis ist:	Patient ist:	
	krank	gesund
positiv	richtig positiv	falsch positiv
negativ	falsch negativ	richtig negativ

Damit lassen sich die Begriffe Sensitivität und Spezifität wie folgt definieren:

$$\text{Sensivität} = \frac{R P}{R P + F N}$$

$$\text{Spezifität} = \frac{R N}{R N + F P}$$

wobei bedeutet:

R P: Anzahl der richtig positiven Fälle des Kollektivs

R N: Anzahl der richtig negativen Fälle des Kollektivs

F P: Anzahl der falsch positiven Fälle des Kollektivs

F N: Anzahl der falsch negativen Fälle des Kollektivs

Zahlreiche Befunde lassen sich nur schwer als eindeutig pathologisch oder normal bezeichnen, so daß eine Erweiterung der Entscheidungsskala sinnvoll wird. Hierzu werden folgende Entscheidungsmöglichkeiten vorgegeben:

Pathologischer Befund:

1. sicher vorhanden
2. wahrscheinlich vorhanden
3. unentschieden
4. wahrscheinlich nicht vorhanden
5. sicher nicht vorhanden

Damit lassen sich aber auch verschiedene Entscheidungsschwellen zwischen positiven und negativen Befunden unterscheiden. Zunächst können nur die unter 1. eingestuften Befunde als negativ bezeichnet. In einem zweiten Schritt werden die unter 1. und 2. eingestuften Befunde als negativ bezeichnet werden usw. So ergeben sich vier unterschiedliche Entscheidungsschwellen zwischen positiven und negativen Befunden und für jede Entscheidungsschwelle eine andere Sensitivität und Spezifität. Die ermittelten, unterschiedlichen Sensitivitäts- und Spezifitätswerte werden als ROC-Kurve graphisch dargestellt.

Anhand der Beispiele in Abb. 5 sollen die Aussagemöglichkeiten der ROC-Kurven näher beschrieben werden. Betrachtet man Kurve 1, so fällt auf, daß bei zunehmender

Sensitivität die Spezifität rasch abnimmt. Der Verlauf der Kurve 2 zeigt dagegen bei steigender Sensitivität zunächst nur eine geringe Abnahme der Spezifität. Im Gegensatz zu Kurve 1 kann im zweiten Beispiel durch geeignete Wahl der Entscheidungsschwellen eine höhere Sensitivität bei gleichzeitig hoher Spezifität des Untersuchungsverfahrens erreicht werden. Kurve 2 beschreibt also das bessere Verfahren bzw. den besseren Beurteiler.

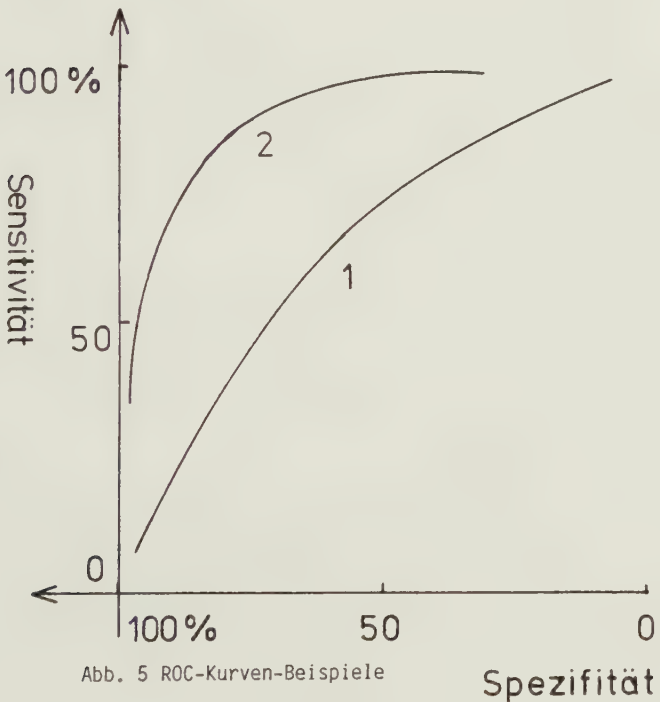


Abb. 5 ROC-Kurven-Beispiele

3. Eigene Untersuchung

3.1 Ziel der Arbeit

Mit Hilfe der EKG-getriggerten Herzbinnenraumszintigraphie wurden Patienten mit koronarer Herzkrankheit untersucht. Zur Analyse von Wandbewegungsstörungen wurden sechs parametrische Bilder abgeleitet. Im Vergleich mit den Ergebnissen der Lävokardiographie sollten diese Bilder auf ihre Brauchbarkeit zur Erkennung von Wandbewegungsstörungen hin untersucht werden. Als Voruntersuchung zur Bestimmung globaler Funktionsparameter mit Hilfe der Herzbinnenraumszintigraphie sollten die verschiedenen parametrischen Bilder daraufhin untersucht werden, ob sie die Größe des linken Ventrikels korrekt wiedergeben.

3.2 Datenaufnahme

3.2.1 Aufnahmetechnik

Zur Registrierung der Daten diente eine Anger-Kamera (O N 100) mit einem medium-sensitivity-Parallellochkollimator. Die Kamera war über einen A-D-Wandler an ein Computersystem (pdp 11/40, GAMMA 11) angeschlossen. Das Gesichtsfeld der Ka-

mera betrug 25 cm. Durch Anwendung der ZOOM-Technik konnte es auf 15 cm Gesichtsfeld eingeengt werden. Bei Anwendung einer 32x32 Computer-Bild-Matrix ergab sich eine Punktgröße von ca. 0.5 cm pro Bildkanal. Die an der Kamera anfallenden Daten wurden im frame-mode-Verfahren mit Hilfe der EKG-Triggerung im Arbeitsspeicher akkumuliert und später auf Magnetplatte ausgelagert.

Vor Beginn der eigentlichen Datenaufnahme wurden die Zykluslängen über einen Zeitraum von 30 sec registriert und daraus eine mittlere Zykluslänge errechnet, mit der das gate-Intervall festgelegt wurde.

Die verwendete zeitliche Auflösung der Untersuchung betrug 48 Bilder pro Herzzyklus.

Als Radiopharmazeutikum diente ^{99m}Tc -Humanalbumin. Die Dosis betrug 0,25 m Ci pro kg. Körpergewicht. Bei einem Körpergewicht von 70 kg ergab sich eine Dosis von 17,5 m Ci und eine Strahlenbelastung von 0,33 rad Ganzkörperdosis (vgl. LISSNER (29)).

Die Datenaufnahme wurde bei einer Gesamtimpulszahl von 3,5 Millionen pro 15 cm Gesichtsfeld abgebrochen. Die Datenaufnahme dauerte ca. 10 - 15 Minuten. Die gesamte Untersuchungszeit ein-

schließlich der Vorbereitung des Patienten und der Geräte belief sich auf ca. 25 - 30 Minuten.

Die Aufnahmeparameter befanden sich in Übereinstimmung mit den von der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin erarbeiteten Richtlinien zur Durchführung der Radionuklid-Ventrikulographie (vgl. (4)).

3.3 Datenauswertung

3.3.1 Die Analyse von Herzwandbewegungsstörungen

Zunächst wurde eine vorläufige Zeit-Aktivitäts-Kurve des linken Ventrikels bestimmt. Die Hintergrundkorrektur erfolgte durch eine ROI, die zwischen den systolischen und diastolischen Ventrikelgrenzen markiert wurde.



ZEIT-AKTIVITÄTS-KURVE

ROI LINKER VENTRIKEL

Abb. 6 hintergrundkorrigierte Zeit-Aktivitätskurve des linken Ventrikels

Aus dieser Kurve konnten die für die Errechnung der parametrischen Bilder notwendigen Werte (z. B. systolisches, diastolisches Bild) bestimmt werden.

Anschließend wurden sechs parametrische Bilder berechnet:

1. das Schlagvolumenbild als Differenzbild zwischen diastolischen und systolischen Impulszahlen. Hierbei wurden nur positive Differenzen bildlich dargestellt, die sich über denjenigen Herzabschnitten ergeben, die sich während der Systole kontrahieren. Negative Ergebnisse, die sich über den Herzabschnitten finden, die während der Systole eine Pulsation zeigen (z. B. Vorhöfe, Aneurysmen), wurden gleich Null gesetzt.

Im Bereich des Ventrikels zeigte sich im Normalfall (vgl. Abb. 6) eine homogene Verteilung der regionalen Schlagvolumenwerte, die Vorhöfe waren nicht dargestellt.

2. das Ejektionsfraktionsbild, zu dessen Berechnung das Schlagvolumenbild punktweise durch die Differenz aus diastolischen Impulszahlen und Hintergrundkorrektur dividiert wurde. Als Hintergrundkorrektur wurde ein konstanter Wert

von 50 % der maximalen Zählrate des diastolischen Bildes festgelegt.

Abb. 6 zeigt als Normalbefund die hufeisenförmige Zone maximaler Ef-Werte in den Randbereichen des linken Ventrikels (vgl. S.23).

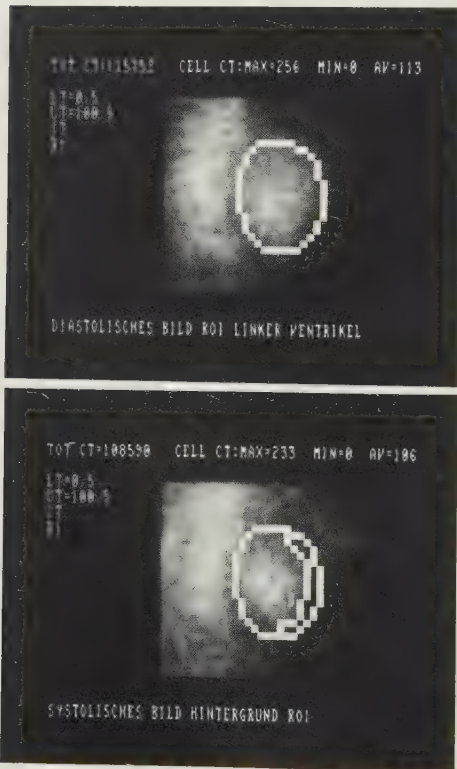


Abb. 7 Positionierung der Hintergrund-ROI zwischen systolischer und diastolischer ROI

3. das Amplitudenbild, das die Amplitude des ersten Cosinus-Gliedes der Fourier-Analyse für jeden Bildpunkt darstellte.

Die Ventrikel (Abb. 7) zeigten eine homogene Verteilung der Amplitudenwerte als Normalbefund. Die Vorhöfe waren (im vorliegenden Bild oberhalb der Ventrikel) ebenfalls mit positiven Amplitudenwerten dargestellt.

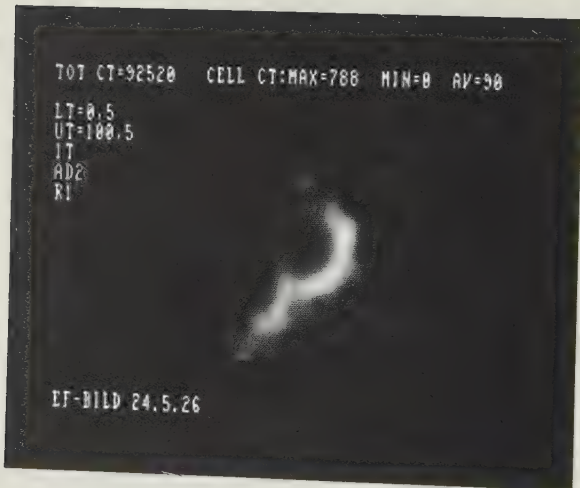
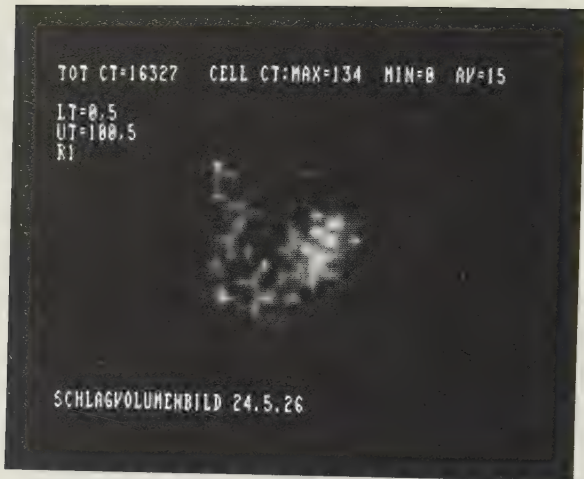


Abb. 8 Schlagvolumenbild und EF-Bild Normal-
befund 24.5.26

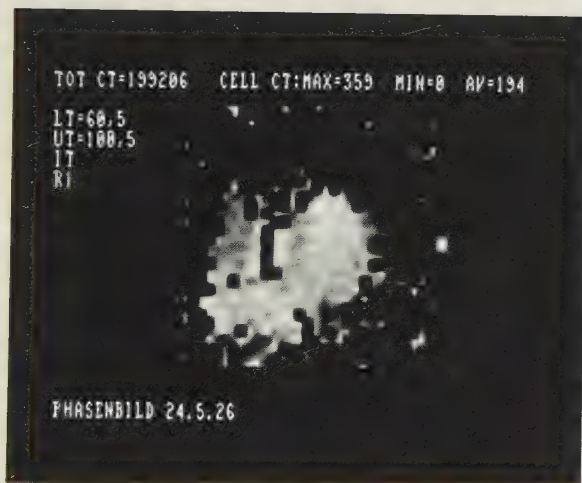
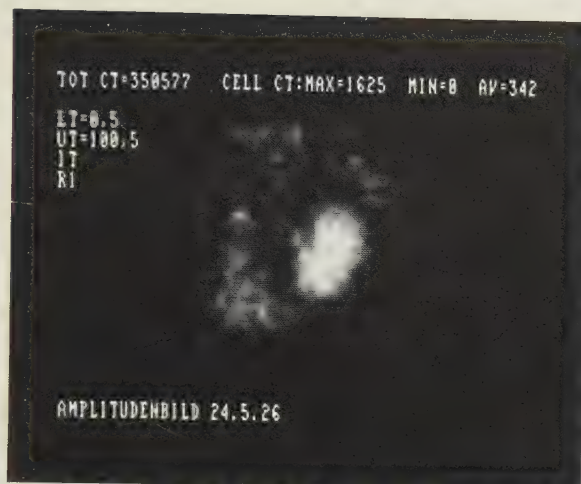


Abb. 9 Amplitudenbild und Phasenbild
Normalbefund 24.5.26

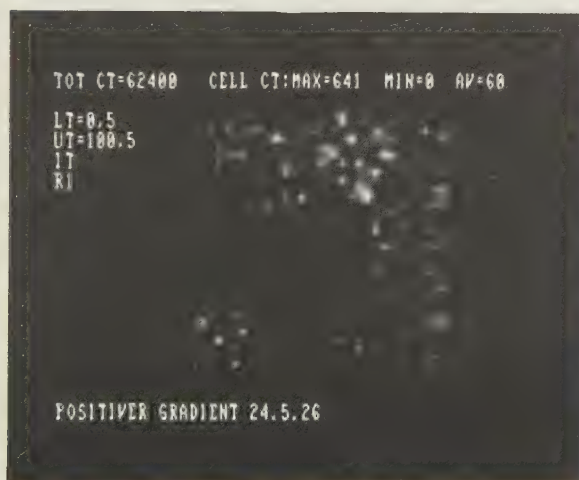
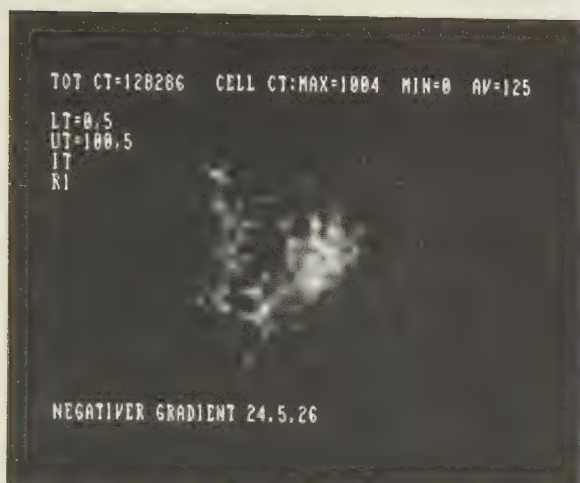


Abb. 10 Negative- und Positive-Gradienten-Bild
Normalbefund 24.5.26

4. das Phasenbild mit einer punktweisen Darstellung der Phasenverschiebung desselben Gliedes. Es wurden zwei verschiedene Versionen dieses Bildes erstellt: Zunächst wurden die Phasenverschiebungen im Bereich von $0 - 360^{\circ}$ dargestellt. In einer zweiten Version wurde der Bereich der dargestellten Phasen auf Werte von $200 - 360^{\circ}$ eingeschränkt, um eine bessere Dokumentation der Phasenverschiebungen über dem linken Ventrikel, die in diesem Bereich gefunden wurden, zu erzielen.

In Abb. 7 zeigt das Phasenbild mit einer Darstellung der Phasenverschiebungen im Bereich von $220^{\circ} - 360^{\circ}$. Über dem Ventrikel zeigt sich eine einheitliche Phasenverschiebung, die Vorhöfe kommen in diesem Phasenbereich nicht zur Darstellung.

5. das Negative-Gradienten-Bild

Die Steigung einer Ausgleichsgeraden, die den systolischen Teil der Volumenkurve darstellt, wurde berechnet. Die negativen Steigungswerte wurden entsprechend ihrem Betrag, positive Steigungswerte als Nullwerte dargestellt.

Negative Gradienten finden sich im Normalfall im Bereich der Ventrikel, welche mit einer homogenen Gradientenverteilung zur Abbildung kommen. (Abb. 8).

6. das Positive-Gradienten-Bild

Die positiven Steigungswerte wurden dargestellt, negative Werte gleich Null gesetzt.

Da im Normalfall im Bereich der Ventrikel nur negative Gradienten auftreten, sind die Ventrikel im positiven Gradientenbild nicht dargestellt (Abb. 8).

Im Folgenden sollen die Kriterien zur Beurteilung der verschiedenen Bilder erläutert werden. Dabei wird zwischen Hypokinesien, Akinesien und Dyskinesien unterschieden.

Eine Hypokinesie ist durch eine eingeschränkte Kontraktionsamplitude charakterisiert. Im Amplitudenbild ist diese deshalb durch eine im Vergleich zur Umgebung verminderte Amplitude bestimmt. Entsprechendes gilt für das Schlagvolumenbild, da auch die Differenz zwischen diastolischer und systolischer Pulsrate bei eingeschränkter Kontraktionsamplitude geringer wird. Der Betrag des negativen Gradienten wird ebenfalls vermindert sein, bedingt durch den flacheren Verlauf der regionalen Zeit-Aktivitäts-Kurve bei eingeschränkter regionaler Kontraktionsamplitude.

Da das Ejektionsfraktionsbild nur eine linienför-

mige Zone maximaler Ejektionsfraktions-Werte am Ventrikelrand darstellt (vgl. Abb. 6), wird eine Hypokinesie an einer Verminderung der Werte oder der Breite dieser Zone zu erkennen sein. Das Phasenbild zeigt im allgemeinen keine typischen Veränderungen, da eine Hypokinesie nicht unbedingt mit einer Phasenverschiebung einhergehen muß. Das positive Gradientenbild zeigt keine Veränderung bei einer Hypokinesie.

Eine Akinesie liegt vor, wenn ein bestimmter Teil des Myokards die Fähigkeit zur Kontraktion eingebüßt hat, die Kontraktionsamplitude also gleich Null geworden ist.

Eine Akinesie, die im Bezug auf das Ventrikelbild randständig abgebildet wird, kann überlagerungsfrei abgebildet werden. Sie ist im Amplituden-, Schlagvolumen- und negativen Gradientenbild durch ein Absinken der regionalen Funktionswerte auf Null gekennzeichnet und erscheint in den genannten Bildern als "Loch". Das Ejektionsfraktionsbild weist eine Unterbrechnung der Zone maximaler Ejektionsfraktionswerte auf. Das Phasenbild kann Phasenverschiebungen aufzeigen, das positive Gradientenbild zeigt keine Veränderungen.

Im Gegensatz z. B. zur Lävokardiographie lassen sich mit Hilfe der RNV auch Aussagen treffen über

Bewegungsstörungen der nicht randständig dargestellten Abschnitte des Herzens. Dies gilt bei der LAO-Sicht für die Vorder- und Hinterwand des linken Ventrikels, die sich nicht überlagerungsfrei darstellen lassen.

Der Kontraktionsausfall wird teilweise durch die Kontraktion der gegenüberliegenden Myokardanteile überdeckt, so daß sich als Ergebnis eine Einschränkung der Gesamtkontraktion ergibt.

Die Befunde bei einer Akinesie der Vorder- oder Hinterwand im Amplituden-, Schlagvolumen- und negativen Gradientenbild entsprechen daher dem einer Hypokinesie. Das Ejektionsfraktionsbild liefert hier keinen typischen Befund, da es nur die randständigen Partien des Ventrikels darstellt.

Als dyskinetisch bezeichnet man Anteile des Ventrikels, die während der Systole eine Expansion zeigen. Das Amplitudenbild stellt nur den Betrag der regionalen Kontraktionsamplitude dar, ohne den zeitlichen Ablauf der Kontraktion zu berücksichtigen. Die Amplitudenwerte dyskinetischer Bezirke hängen daher vom Ausmaß der systolischen Pulsation ab. Überlagerungen in Vorder- und Hinterwandbereichen sind zu berücksichtigen.

Das Phasenbild stellt randständige Dyskinesien

mit einer Phasenverschiebung von 180° dar. Diese können somit als solche erkannt werden, was im Bereich der Vorder- und Hinterwand nicht immer der Fall sein muß.

Im Schlagvolumenbild wird die Differenz aus diastolischen und systolischen Zählraten negativ, wenn eine randständige Dyskinesie vorliegt. Die entsprechenden Bildpunkte werden gleich Null gesetzt, da in diesem Bild diejenigen Herzabschnitte dargestellt werden sollen, die sich während der Systole kontrahieren.

Eine inverse Darstellung, bei der alle positiven Differenzen Null gesetzt werden und die die negativen Differenzen darstellt, ist theoretisch denkbar, wurde hier aber nicht verwendet. Entsprechend kommt es auch im Ejektionsfraktionsbild zu einer Unterbrechnung der abgebildeten Randzone des Ventrikels. Bei Dyskinesien, die an der Vorder- bzw. Hinterwand lokalisiert sind, kann es durch die Kontraktion gegenüberliegender Wandteile auch zu positiven Schlagvolumenwerten kommen.

Bei der Gradientenberechnung führen dyskinetische Bezirke, soweit sie randständig dargestellt sind, zu positiven Werten.

Im Negativen-Gradienten-Bild werden diese positi-

ven Werte Null gesetzt, im Positiven-Gradienten-Bild kommen sie am Rande des normalerweise nicht dargestellten linken Ventrikels zur Abbildung. Die Darstellung im Vorder- und Hinterwandbereich dagegen ist wie auch bei den übrigen Bildern überlagerungsabhängig. So wird sich eine Dyskinesie nur dann im Positiven-Gradienten-Bild erkennen lassen, wenn die systolische Pulsation größer ist als die überlagerte Kontraktion.

Eine Übersicht über die Beurteilungskriterien der verschiedenen Bilder gibt Tabelle 2:

	Hypokinesie	Akinesie	Dyskinesie
Schlagvolumenbild	SV vermindert	SV vermindert oder = 0	SV vermindert oder = 0
Ejektionsfraktionsbild	Randstreifenbreite verringert	Randstreifen unterbrochen	Randstreifen unterbrochen
Amplitudenbild	Amplitude verringert	Amplitude = 0 oder verringert	beliebig
Phasenbild	normal oder geringe Phasenverschiebung	s. Hypokinesie	größere Phasenverschiebung
Negativer Gradient	Gradientenwerte vermindert	Gradient = 0 oder vermindert	Gradient = 0 oder vermindert
Positiver Gradient			deutlich positiv

Tab. 2 Übersicht der Beurteilungskriterien der verschiedenen Bilder

Die Veränderung des in Abb. 8 - 10 gezeigten normalen Bildmusters wird in Abb. 11 - 16 exemplarisch an drei charakteristischen Fällen (VW/HW-Hypokinesie, VW-Hypokinesie, VW-Akinesie) gezeigt.

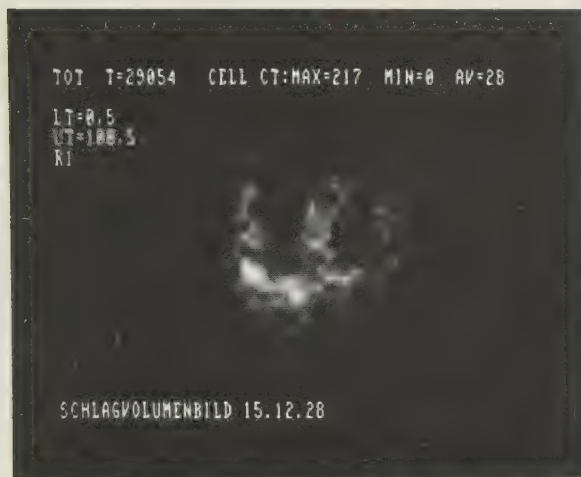
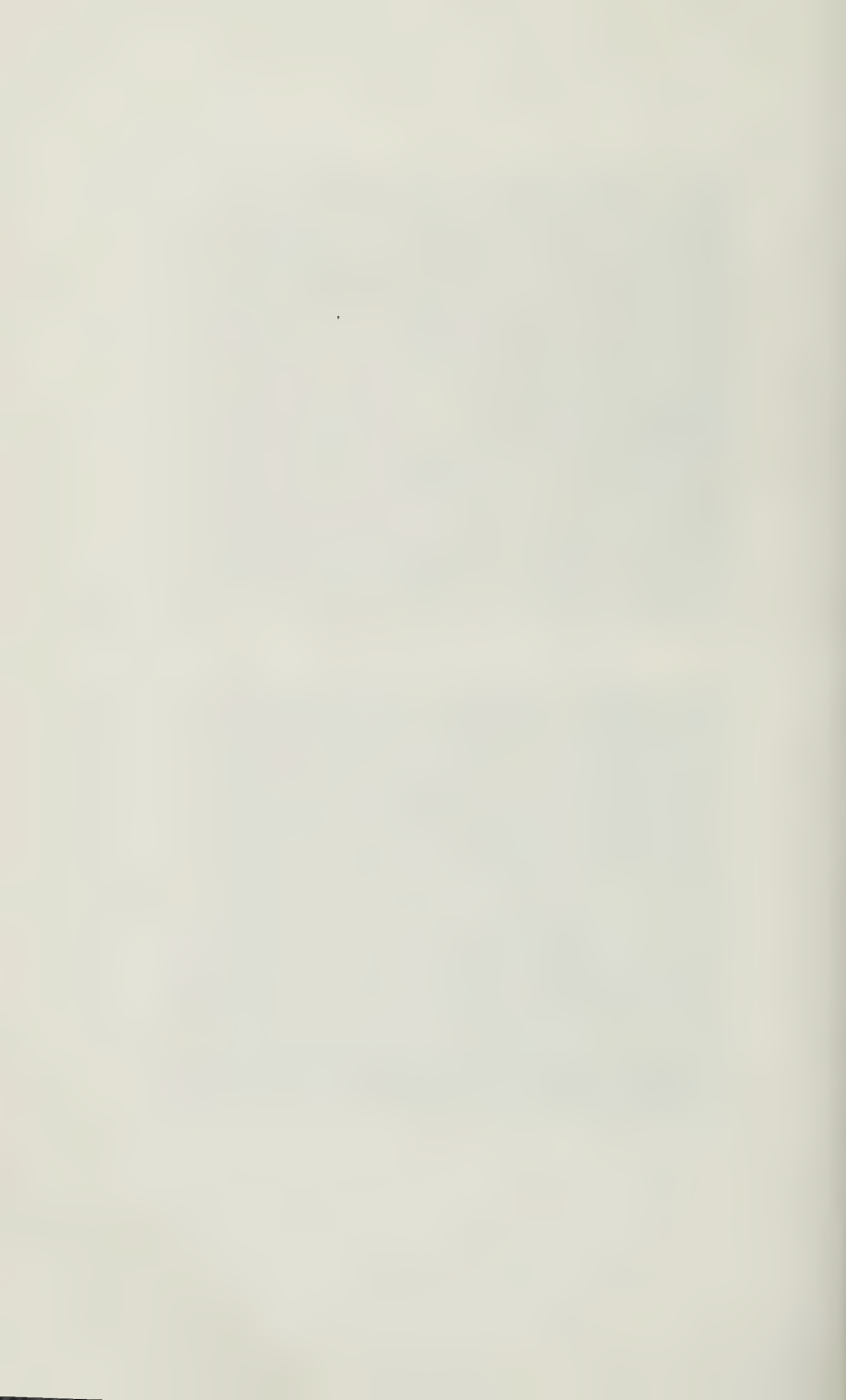


Abb. 11 a Schlagvolumenbild 15.12.28



Abb. 11 b EF-Bild 15.12.28



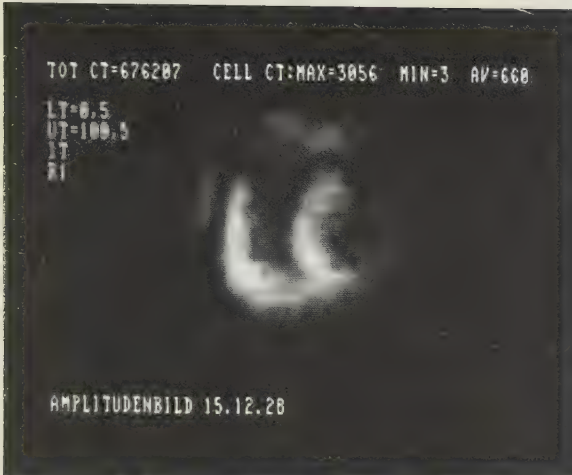


Abb. 11 c Amplitudenbild 15.12.28

zu Abb. 11 15.12.28

Z.n. Infarkt, hochgradige Stenose des LAD und CX,
Lävokardiographisch Hypokinesie der Vorder- und
Hinterwand.

Reduktion bzw. Aufhebung des regionalen Schlagvo-
lumens im Posterolateralbereich und Vorder-/Hin-
terwandbereich.

Die Zone maximaler EF-Werte ist unterbrochen bzw.
im Posterolateralbereich nicht dargestellt. Deut-
licher Amplitudenverlust posterolateral, Vorder-/
Hinterwand.

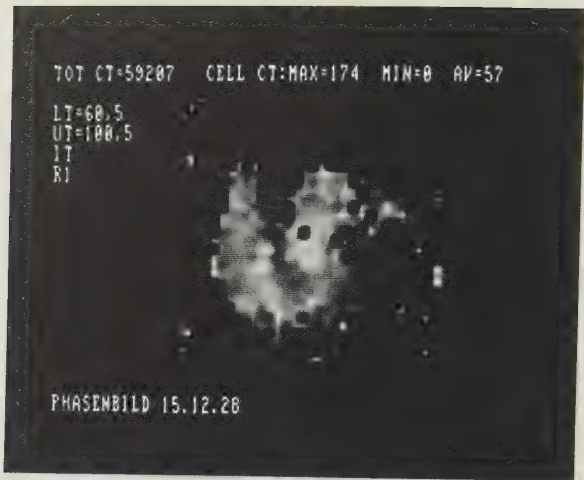


Abb.12a Phasenbild 15.12.28

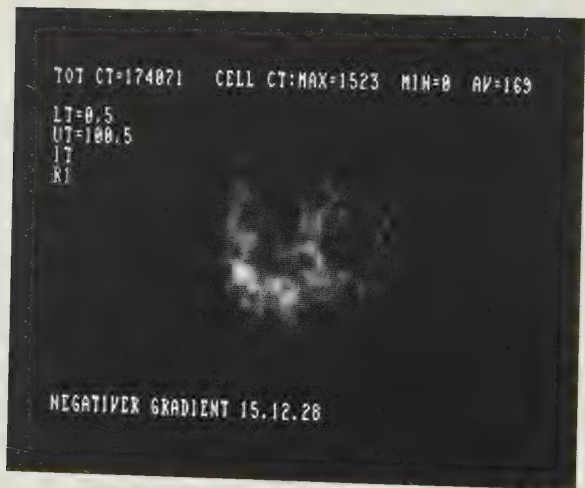


Abb.12b Negative-Gradienten-Bild 15.12.28

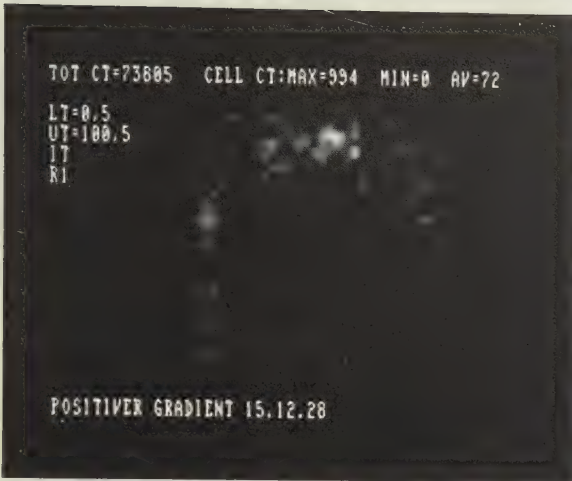


Abb.12c Positive-Gradienten-Bild 15.12.28

zu Abb. 12 15.12.28
klinische Daten wie Abb. 11.

Deutliche Phasenverschiebung insbesondere posterolateral.

Verminderung bzw. Aufhebung der negativen Gradienten. Im Bereich des linken Ventrikels keine positiven Gradienten dargestellt: kein Hinweis für ein Aneurysma.

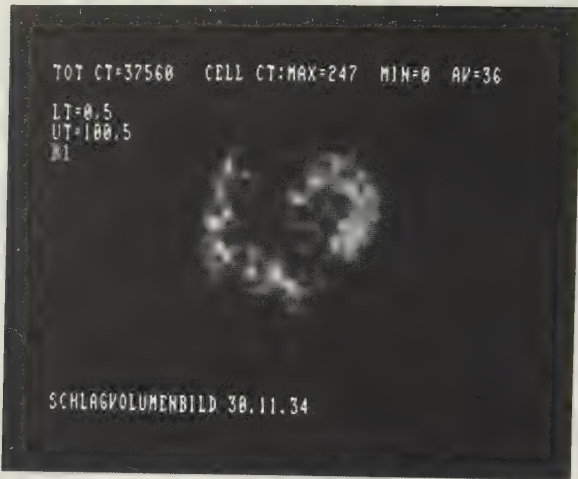


Abb.13a Schlagvolumenbild 30.11.34

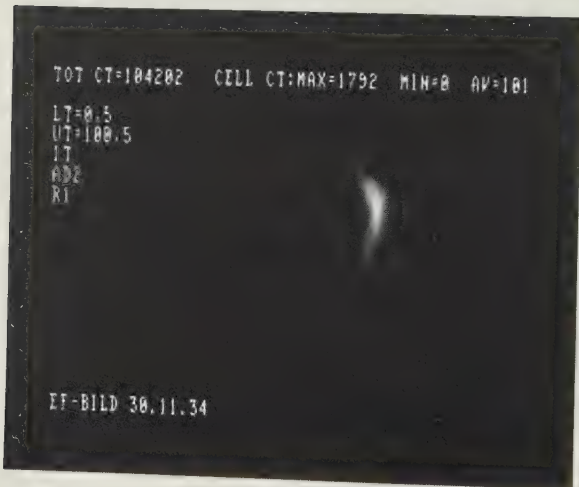


Abb.13b EF-Bild 30.11.34

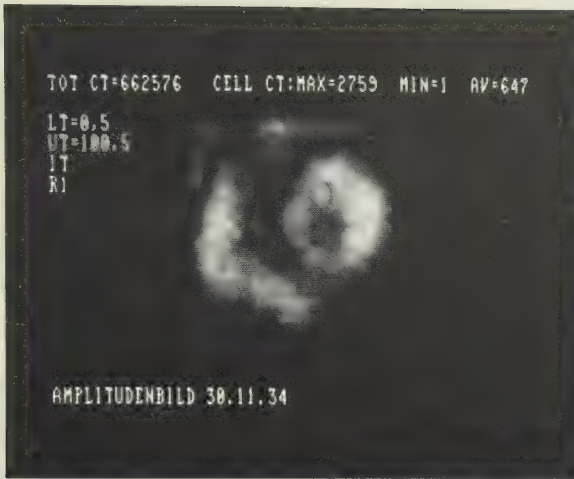


Abb. 13 c Amplitudenbild 30.11.34

zu Abb. 13 30.11.34

Z.n. Infarkt, subtotale LAD-Stenose, lävokardio-
graphisch Hypokinesie der Vorderwand.

Reduktion des regionalen Schlagvolumens antero-
septal und im Vorder-/Hinterwandbereich.

Aufhebung der regionalen EF-Werte anterosseptal,
apikal.

Amplitudenverlust bzw. Amplitudenreduktion ante-
roseptal und im Vorder-/Hinterwandbereich.

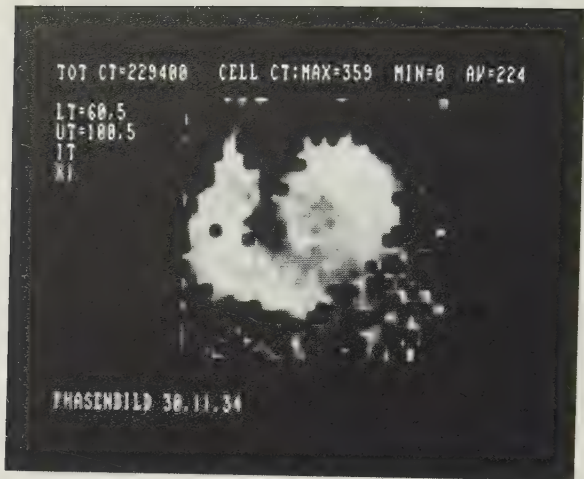


Abb.14a Phasenbild 30.11.34

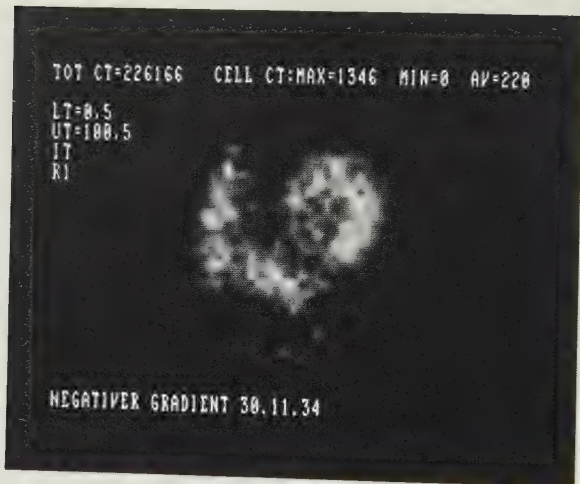


Abb.14b Negative-Gradienten-Bild 30.11.34

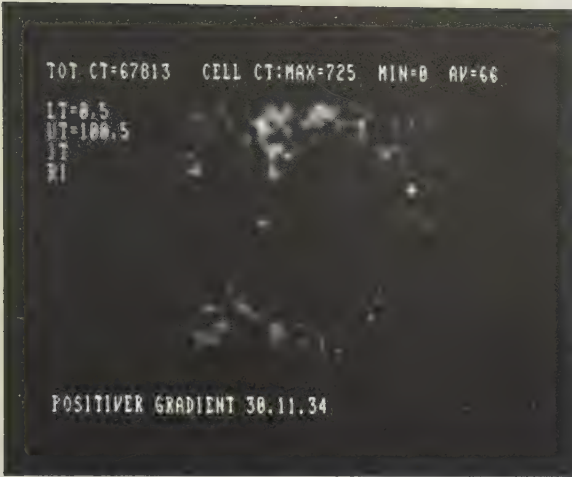


Abb.14c Positive-Gradienten-Bild 30.11.34

zu Abb. 14 30.11.34

klinische Daten wie Abb. 13

deutliche Phasenverschiebung anteroseptal und im
Vorder-/Hinterwandbereich.

Reduktion der negativen Gradientenwerte.

Im positiven Gradientenbild kein Hinweis für ein
Aneurysma.

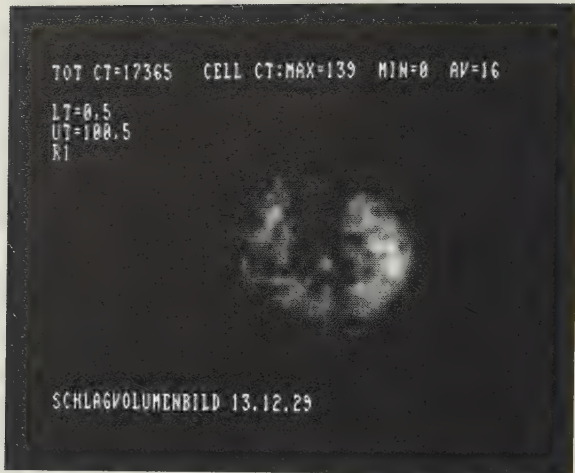


Abb.15a Schlagvolumenbild 13.12.29

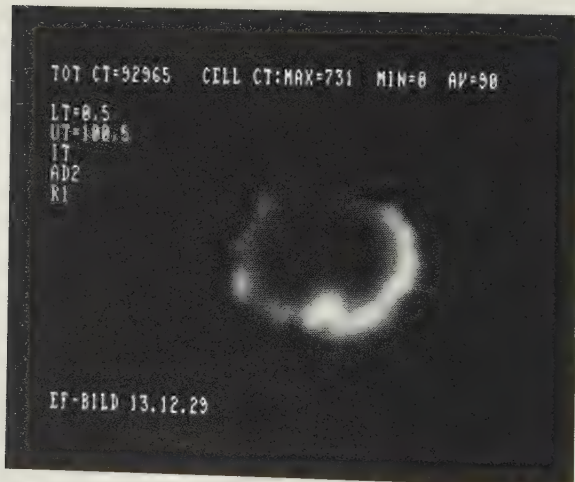


Abb.15b EF-Bild 13.12.29

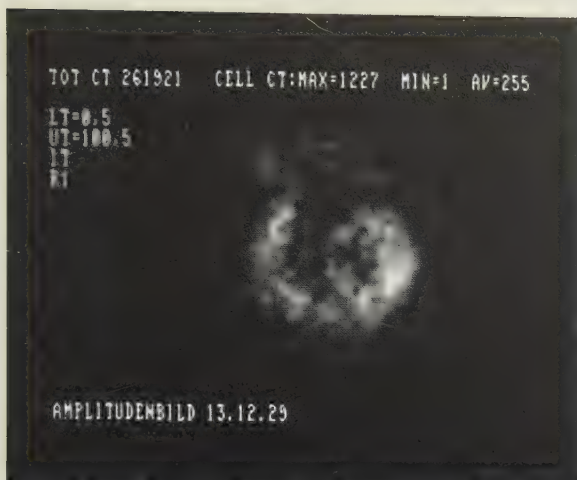


Abb.15c Amplitudenbild 13.12.29

zu Abb. 15 13.12.29

Z.n. Infarkt, subtotale RCA- und CX-Stenose, LAD-Verschluß, lävokardiographisch VW-Akinesie.

regionale Schlagvolumenverminderung im Vorder-/Hinterwandbereich und anteroseptal. Da der pathologische Befund im EF-Bild außerhalb der hufeisenförmigen Zone maximaler EF-Werte liegt, ist die Bewegungsstörung hier nicht zu erkennen. Im Amplitudenbild deutliche Amplitudenreduktion im Vorder-/Hinterwandbereich.

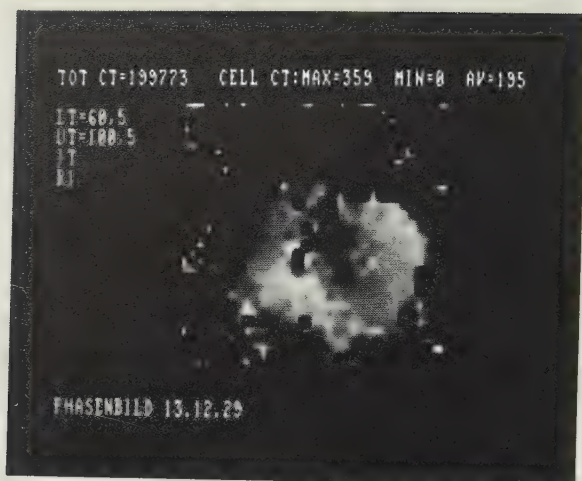


Abb.16a Phasenbild 13.12.29

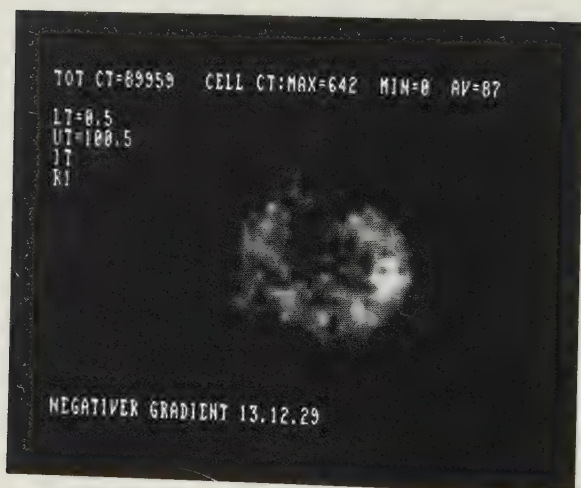


Abb.16b Negative- Gradienten-Bild 13.12.29

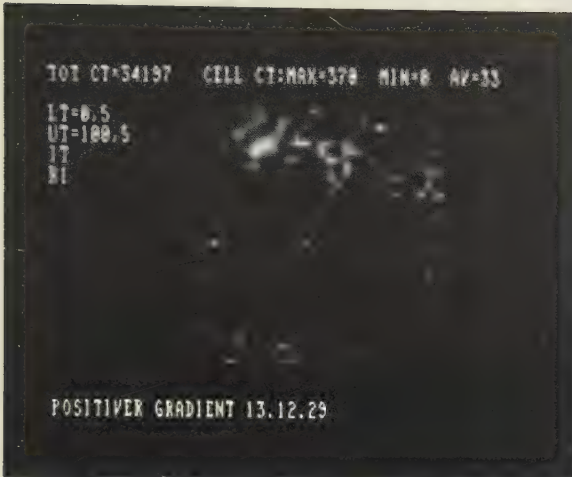


Abb.16c Positive-Gradienten-Bild 13.12.29

Zu Abb. 16 13.12.29
klinische Daten wie Abb. 15.

deutliche Phasenverschiebung im Vorder-/Hinterwandbereich bis nach-apikal reichend.

Reduktion der Gradienten-Werte im negativen Gradientenbild.

Im positiven Gradientenbild kein Hinweis für ein Aneurysma.

Die verschiedenen Bilder lagen als Grautonbilder auf Transparentfilm vor und wurden von drei Beurteilern unabhängig und ohne Kenntnis der Ergebnisse der Lävokardiographie beurteilt.

Patienten Nr.:

Wandbewegungsstörung	sicher vorhanden	wahrscheinlich vorhanden	unentschieden	wahrscheinlich nicht	sicher nicht
----------------------	------------------	--------------------------	---------------	----------------------	--------------

Lokalisation	antero-septal	apical	posterolateral	Vorderwand	Hinterwand
--------------	---------------	--------	----------------	------------	------------

Einzelbilder:

	EF-Bild	Diff-Bild	Amplitude	Phase	pos.Grad.	neg.Grad.
pathol						
unentsch.						
normal						

Abb. 17 Beurteilungsbogen zur Auswertung

Zunächst wurde zu jedem Patienten eine Gesamtbeurteilung erstellt. Die Existenz von Wandbewegungsstörungen wurde in einer fünfstufigen Skala festgelegt, wobei der Beurteiler sich zwischen den folgenden Bewertungen entscheiden mußte:

Wandbewegungsstörung(en)

- sicher vorhanden
- wahrscheinlich vorhanden
- unentschieden
- wahrscheinlich nicht vorhanden
- sicher nicht vorhanden

Die Ergebnisse der Gesamtbeurteilung der Wandbewegung des linken Ventrikels wurden mit Hilfe der ROC-Analyse dargestellt.

Die Lokalisation der Bewegungsstörung wurden nach folgenden Segmenten vorgenommen (vgl. Abb. 18):

- anteroseptal (1)
- apical (2)
- posterolateral (3)
- Vorder- oder Hinterwand (4)

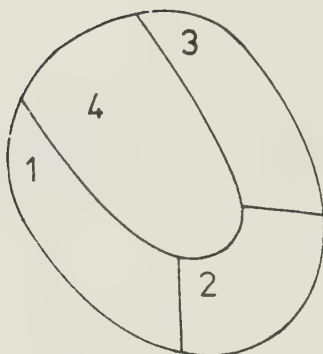


Abb. 18 Beschreibung der Lokalisation
von Wandbewegungsstörungen in
der modifizierten LAO-Sicht.

Traten bei einem Patienten Bewegungsstörungen in mehr als einer Lokalisation auf, so waren Mehrfachnennungen zugelassen.

Darüber hinaus wurde jedes Einzelbild im Rahmen der Skala: "Pathologischer Befund", "unentschieden", "Normalbefund" beurteilt.

3.3.2 Die Größenabschätzung des linken Ventrikels

Die Abschätzung der Größe des linken Ventrikels erfolgte durch die Bestimmung des enddiastolischen Ventrikelvolumens (EDV).

Zunächst wurde mit Hilfe eines Phantoms der Ab-
bildungsmaßstab der Aufnahmeapparatur auf dem Mo-
nitorbild bestimmt. Die Länge der Herzachsen wur-
de direkt auf dem Bildschirm bestimmt und das EDV
nach der Formel

$$\text{EDV} = \frac{\pi}{6} l \times b^2 \times p^3 \quad (2)$$

berechnet, wobei l die Länge der großen Herzach-
se, b die zu l senkrecht stehende kleine Herzach-
se und p der Abbildungsmaßstab bedeuten.

Diese Volumenberechnung wurde bei 23 Patienten
durchgeführt.

3.4 Patientenkollektiv

Untersucht wurden 74 Patienten mit koronarer Herzkrank-
heit im Alter von 25 bis 70 Jahren. Das Durchschnitts-
alter betrug 51 Jahre. 68 Patienten waren Männer, 6 Pa-
tienten waren Frauen.

Die Patienten wurden im Rahmen der routinemäßigen Dia-
gnostik untersucht zum Nachweis der koronaren Herz-
krankheit. Die Untersuchungen wurden von PD Dr. Huhmann
(Medizinische Klinik I, Chefarzt Prof. Dr. H. Nieth)
durchgeführt. Dabei wurden Koronarangiographien nach

der Sones-Technik angefertigt. Der linke Ventrikel wurde in standardisierter Technik in 40°-RAO-Position mit 40 ml Urografin 76 bei einer Flußrate von 10 ml/sec und einer Bildgeschwindigkeit von 50/sec gefilmt. Die Beurteilung der Wandbewegungsstörungen erfolgte nach der Methode von Huhmann et al. (23).

Dabei ergaben sich in 21 Fällen keine Wandbewegungsstörungen. 53 Patienten zeigten Störungen der Wandbewegung des linken Ventrikels. Von diesen 53 Patienten hatten 35 bereits einen Herzinfarkt überstanden.

3.5 Ergebnisse

3.5.1 Vergleich der Ergebnisse der Wandbewegungsanalyse mit Hilfe des gated-blood-pool-Verfahrens und der Lävokardiographie

Zur Erstellung der ROC-Kurve wurde das Patientenkollektiv zunächst anhand der Ergebnisse der Lävokardiographie eingeteilt in Patienten mit und ohne Wandbewegungsstörungen. Für jeden Beurteiler wurden dann die verschiedenen Sensitivitäts- und Spezifitätswerte ermittelt. Abb. 19 zeigt die daraus bestimmte ROC-Kurve.

Die Lokalisation der Wandbewegungsstörungen, die als sicher vorhanden oder wahrscheinlich vorhan-

den bezeichnet worden waren, wurden den Lokalisationsangaben der Lävokardiographie gegenübergestellt. Da die lävokardiographische Untersuchung in RAO-Sicht erfolgt war, war ein direkter Vergleich der verschiedenen Wandsegmente nicht möglich.

Es zeigt sich aber, daß die Rate der widersprüchlichen Lokalisationsangaben sehr gering war. Sie betrug abhängig vom Beurteiler 8,1 % bei $n = 44$ bzw. 15,8 % ($n = 38$) und 13,3 % ($n = 45$).

Die Ergebnisse der Einzelbildbewertungen wurden nach lävokardiographisch normalen und pathologischen Fällen getrennt dargestellt.

Die von den einzelnen Beurteilern erzielten Resultate sind in den Tabellen 3 bis 5 dargestellt.

Abb. 22 - 27 stellen die Ergebnisse der Einzelbildbewertungen der drei Beurteiler für jeden Patienten dar.

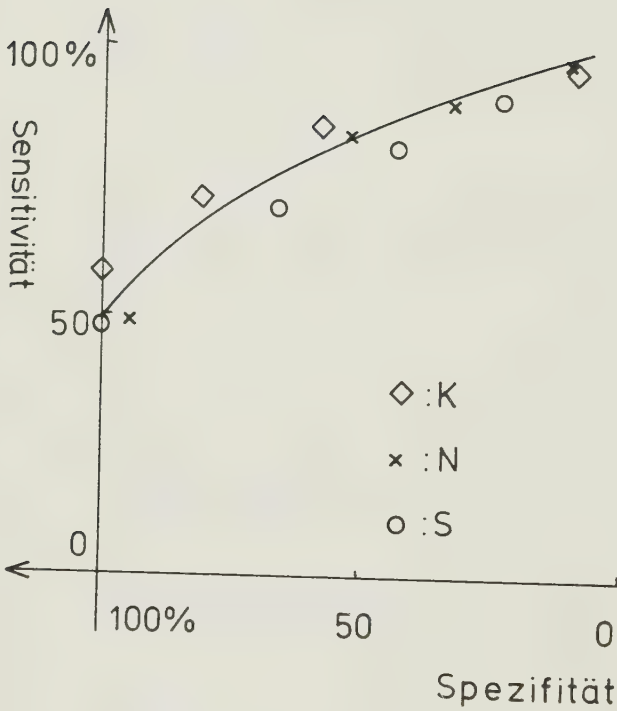


Abb. 19 ROC-Kurve, Gesamtbeurteilung

Lävakardiographie: normal, n = 21

Bild	normal	unentschieden	pathologisch
Ejektionsfraktions- bild	11	9	1
Differenzbild	6	10	5
Amplitudenbild	5	9	7
Phasenbild	13	2	6
Negatives Gradientenbild	5	14	2

Lävakardiographie : pathologisch, n = 53

Bild	pathologisch	unentschieden	normal
Ejektionsfraktions- bild	28	18	7
Differenzbild	22	22	9
Amplitudenbild	36	11	6
Phasenbild	38	7	8
Negatives Gradientenbild	23	23	7

Tabelle 3: Ergebnisse der Einzelbild-
beurteilung, Beurteiler S.

Lävokardiographie: normal, n = 21

Bild	normal	unentschieden	pathologisch
Ejektionsfraktions- bild	4	12	5
Differenzbild	10	10	1
Amplitudenbild	7	11	3
Phasenbild	8	8	5
Negatives Gradientenbild	12	9	0

Lävokardiographie : pathologisch, n = 53

Bild	pathologisch	unentschieden	normal
Ejektionsfraktions- bild	38	9	6
Differenzbild	13	30	10
Amplitudenbild	35	14	4
Phasenbild	41	7	5
Negatives Gradientenbild	10	28	15

Tabelle 4: Ergebnisse der Einzelbild-
beurteilung, Beurteiler K.

Läwokardiographie: normal, n = 21

Bild	normal	unentschieden	pathologisch
Ejektionsfraktions- bild	15	3	3
Differenzbild	7	7	7
Amplitudenbild	6	4	11
Phasenbild	8	7	6
Negatives Gradientenbild	5	6	10

Läwokardiographie : pathologisch, n = 53

Bild	pathologisch	unentschieden	normal
Ejektionsfraktions- bild	31	2	20
Differenzbild	38	8	7
Amplitudenbild	43	8	2
Phasenbild	35	12	6
Negatives Gradientenbild	38	12	3

Tabelle 5: Ergebnisse der Einzelbild-
beurteilung, Beurteiler N.

3.5.2 Ergebnisse der Größenabschätzung des linken Ventrikels

Abb. 20 zeigt die szintigraphisch bestimmten enddiastolischen Volumina (V_{SZ}) in Abhängigkeit von den lävokardiographisch ermittelten Volumina (V_{LK}) sowie die zugehörige Regressionsgerade.

Die szintigraphischen Volumina wurden hierfür anhand des Phasenbildes bestimmt, da die übrigen parametrischen Bilder deutlich kleinere Volumina ergaben.

Zur Größenabschätzung und Definition einer enddiastolischen ROI des linken Ventrikels ist demnach das Phasenbild vorzuziehen. Die übrigen Bilder lassen den linken Ventrikel deutlich zu klein erscheinen.

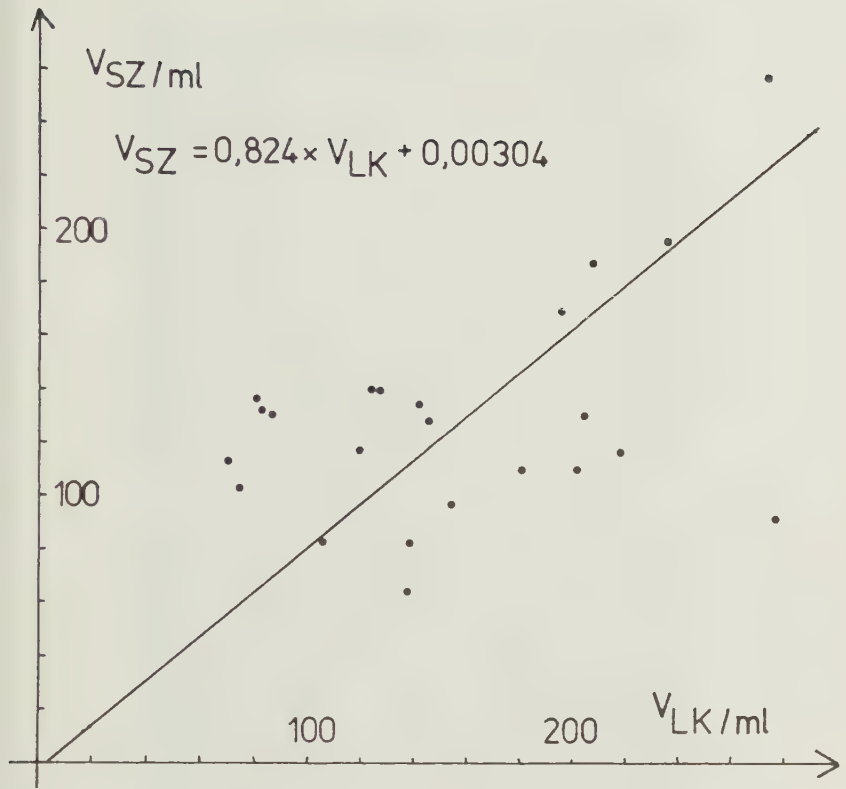


Abb. 20: Vergleich des szintigraphisch (V_{SZ}) und lävokardiographisch (V_{LK}) bestimmten enddiastolischen Volumens des linken Ventrikels.

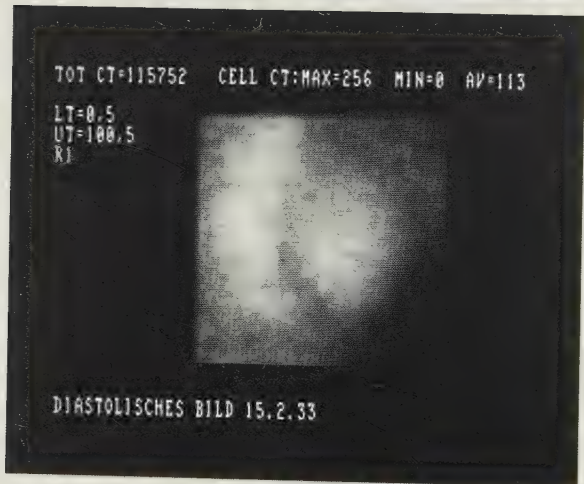
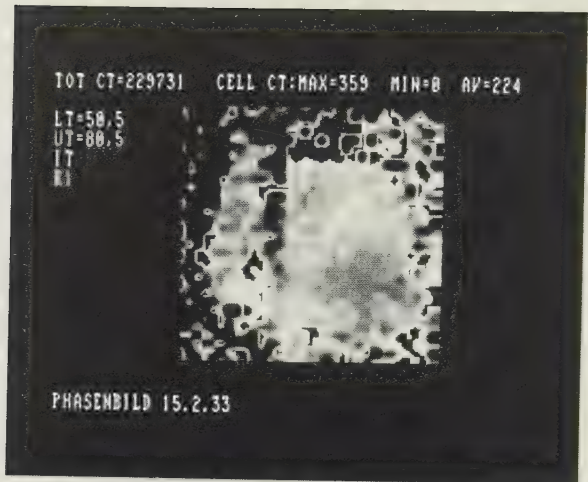


Abb. 21: Größenvergleich des linken Ventrikels
im Phasenbild und diastolischen Bild

3.6 Diskussion der Ergebnisse

Die ROC-Kurve (Abb. 19), die aus den Ergebnissen der Gesamtbeurteilung abgeleitet wurde, demonstriert die Sensitivität des Verfahrens. Auch bei zunehmender Spezifität, die durch geeignete Wahl der Entscheidungsschwelle erreicht wird, können noch befriedigende Sensitivitäten erreicht werden. Die Spezifität des Verfahrens sinkt dagegen mit steigender Sensitivität deutlich ab.

Hierfür können verschiedene Ursachen diskutiert werden.

Zwar ist das Normalkollektiv ($n = 21$) im Vergleich zur Anzahl der pathologischen Fälle ($n = 53$) relativ gering. Nach SIGEL (40) weist jedoch eine herabgesetzte Spezifität nicht unbedingt auf eine Unterlegenheit der Szintigraphie hin, da möglicherweise Funktionsstörungen geringer Art szintigraphisch erfaßt werden, während sie lävokardiographisch nicht erkannt werden können. Die Szintigraphie ermöglicht darüber hinaus eine Darstellung von Wandbewegungsstörungen, wenn auch nicht immer überlagerungsfrei, aller Lokalisationsbereiche, während die Lävokardiographie nur eine Analyse der randständig abgebildeten Ventrikelbereiche ermöglicht.

Abb. 19 berücksichtigt die verschiedenen Ergebnisse der drei Beurteiler. Die Unterschiede sollten jedoch nicht überbewertet werden, da sie in der Größenordnung der

individuellen Schwankungsbreite eines einzelnen Beobachters liegen.

Zur Abschätzung der Leistungsfähigkeit der untersuchten Methode läßt sich in einem mittleren Bereich der ROC-Kurve eine Spezifität von 0.70 und eine Sensitivität von ca. 0.75 angeben.

Bei den Ergebnissen der Einzelbildbeurteilungen fällt auf, daß diese beurteilerabhängig stark schwanken.

In Tabelle 3 (Beurteiler S.) ergibt sich für das Phasenbild die höchste Sensitivität und Spezifität. In Tabelle 4 (Beurteiler K.) findet sich die höchste Spezifität für das Negative-Gradientenbild, die größte Sensitivität für das Phasenbild. Dagegen findet man in Tabelle 5 (Beurteiler N.) eine hohe Spezifität für das Ejektionsfraktionsbild und eine hohe Sensitivität für das Amplitudenbild.

Bei der Wertung der Ergebnisse des Ejektionsfraktionsbildes ist zu berücksichtigen, daß Vorder- und Hinterwand nicht dargestellt werden und pathologische Befunde in diesem Bereich nicht erkannt werden können. Ein direkter Vergleich mit den Ergebnissen der übrigen Bilder ist deshalb nicht möglich.

Über das Positive-Gradientenbild kann mit den vorliegenden Daten keine Beurteilung abgegeben werden. Es

konnten insgesamt nur drei Patienten mit Aneurysmen untersucht werden, wobei diese Aneurysmen an der Vorderwand lokalisiert waren und damit nicht überlagerungsfrei dargestellt werden konnten. In keinem Fall ist das Positive-Gradienten-Bild als sicher oder wahrscheinlich pathologisch beurteilt worden, so daß die Existenz einer Dyskinesie nicht erkannt wurde. In zwei dieser drei Fälle wurde aufgrund der Gesamtbeurteilung von allen Beurteilern eine Wandbewegungsstörung als sicher vorhanden angenommen, in einem Fall wurde eine Wandbewegungsstörung von zwei Beurteilern als wahrscheinlich, von einem Beurteiler als wahrscheinlich nicht vorhanden bezeichnet.

Ohne Zweifel ermöglicht die Berücksichtigung verschiedener parametrischer Bilder eine sichere und differenziertere Aussage als die Beurteilung eines einzelnen Bildes.

Dies gilt insbesondere für die Kombination des Phasen-, Amplituden, EF- und Positiven-Gradienten-Bildes.

Das Schlagvolumen- und Negative-Gradienten-Bild zeigten gegenüber dem Amplitudenbild keine Mehrinformation. Alle drei Bilder stellen, wenn auch auf unterschiedliche Art, die systolische Kontraktion des linken Ventrikels dar. Aus statistischen Gründen sollte jedoch dem Amplitudenbild der Vorzug gegeben werden.

Das Schlagvolumenbild wird nur aus zwei Bildern der gesamten Bildsequenz errechnet, beim Negativen-Gradientenbild werden nur die Bilder der Systole berücksichtigt, während die Fourier-Analyse und damit das Amplitudenbild die Information der gesamten Bildsequenz auswertet.

Die Größenabschätzung des linken Ventrikels diene dazu, ein geeignetes Bild zur Definition einer enddiastolischen ROI des linken Ventrikels zu bestimmen. Dazu ist nach vorliegenden Ergebnissen nur das Phasenbild geeignet. Die übrigen Bilder lassen den linken Ventrikel zu klein erscheinen.

3.7 Zusammenfassung

74 Patienten mit koronarer Herzkrankheit wurden mit Hilfe der Herzbinnenraumszintigraphie nach Gleichverteilung untersucht.

21 Patienten waren lävokardiographisch normal, 53 zeigten Wandbewegungsstörungen des linken Ventrikels.

Es wurden sechs parametrische Bilder erstellt und auf ihre Brauchbarkeit zur Erkennung von Wandbewegungsstörungen hin beurteilt. Die Bewertung erfolgte durch drei Beurteiler unabhängig voneinander und ohne Kenntnis der lävokardiographischen Befunde.

Im Vergleich zur Lävokardiographie ergab sich für die Herzbinnenraumszintigraphie eine Spezifität von 0.70 und eine Sensitivität von 0.75 bezüglich der Darstellung von Herzwandbewegungsstörungen. Ein nennenswerter Unterschied zwischen den einzelnen Beobachtern ergab sich nicht. Als geeignet zur Erkennung von Wandbewegungsstörungen hat sich die Kombination des Amplituden-, Phasen-, EF- und Positiven-Gradienten-Bildes ergeben. Die zusätzliche Berücksichtigung des Schlagvolumen- und Negativen-Gradienten-Bildes ergab keinen zusätzlichen Informationsgewinn.

Zur Größenabschätzung des linken Ventrikels ist das Phasenbild vorzuziehen. Alle übrigen Bilder ergaben eine verkleinerte Darstellung des linken Ventrikels.

4. Literaturverzeichnis

- 1) ADAM, W. E. et alii Evaluation of Left Ventricular
Function by Radionuclide Angio-
graphy.
Herz 2 (1977), 195 - 199
- 2) ADAM, W. E. et alii Analyse der regionalen Wandbe-
wegung des linken Ventrikels bei
koronarer Herzerkrankung durch
ein nicht invasives Verfahren
(Radionuklid-Kinematographie).
Z. Kardiologie 66 (1977), 545 - 555
- 3) ADAM, W. E. et alii Equilibrium (Gated) Radionuclide
Ventriculography.
Cardiovasc. Radiol. 2 (1979),
161 - 173
- 4) Arbeitsgemeinschaft Nuklearmedizin 5
Kardiovaskuläre
Nuklearmedizin Dezember 1982
- 5) BACHARACH, S. L. et alii A Real-Time System for Multi-
Image Gated Cardiac Studies.
J. Nucl. Med. 18 (1977), 79 - 84
- 6) BORER, J. S. et alii Real-Time Radionuclide Cinean-
giography In The Noninvasive
Evaluation Of Global And Regio-
nal Left Ventricular Function
At Rest And During Exercise In
Patients With Coronary-Artery
Disease.
N. Engl. J. Med. 269 (1977),
839 - 844

- 7) BORER, J. S. et alii
Sensitivity, Specificity and Predictive Accuracy of Radionuclide Cineangiography During Exercise in Patients with Coronary Artery Disease.
Comparison with Exercise Electrocardiography.
Circulation 60/3 (1979), 572 - 580
- 8) BRADY, Th. J. et alii
Exercise Radionuclide Ventriculographie:
Practical Considerations and Sensitivity of Coronary Artery Disease Detection.
Radiology 132 (1979), 697 - 702
- 9) BRADY, Th. J. et alii
Exercise Radionuclide Ejection Fraction:
Correlation with Exercise Contrast Centriculography.
Radiology: 132 (1979), 703 - 705
- 10) BRADY, Th. J. et alii
Segmental Wall-Motion Analysis in the Right Anterior Oblique Projection:
Comparison of Exercise Equilibrium Radionuclide Ventriculography and Exercise Contrast Ventriculography.
J. Nucl. Med. 21 (1980), 617 - 622
- 11) BREUEL, H.-P. et alii
Funktionsszintigraphie der Kontraktion des linken Ventrikels II. Methodische Untersuchungen zur Background-Korrektur.
Fortschr. Röntgenstr. 129/1 (1978), 18 - 23

- 12) BUROW, R. D. et alii Analysis of Left Ventricular
Function from Multiple Gated
Acquisition Cardiac Blood Pool
Imaging.
Comparison to Contrast Angio-
graphy.
Circulation 56/6 (1977),
1024 - 1028
- 13) DRESSLER, J. et alii Radiopharmazeutika der kardio-
vaskulären Nuklearmedizin.
Therapiewoche 29 (1979),
2451 - 2465
- 14) FEINENDEGEN, L. E. Minimal Transit Times.
Nucl. Med. 17/5 (1978), 185 - 193
- 15) FOLLAND, E. D.
G. W. HAMILTON Radionuclide angiocardiology:
A Comparison of first transit
and gated blood pool methods.
Herz 5 (1980), 121 - 132
- 16) GAUER, O. H. Kreislauf des Blutes in:
TRAUTWEIN, W., O. H. GAUER,
H.-P. KOEPCHEN:
Herz und Kreislauf 1972.
- 17) GEFFERS, H. et alii Radionuklid-Ventrikulographie
I. Grundlagen und Methoden.
Nucl.-Med. 17 (1978), 206 - 210
- 18) GREEN, M. V.
J. S. BORER
S. L. BACHARACH Radionuclide Cineangiography
during stress.
Nucl. Med. 17 (1978), 229 - 231

- 19) HENNING, A. et alii
Radionuklid-Ventrikulographie.
Methodik-Indikation-Interpretation.
Deutsches Ärzteblatt 1980,
2043 - 2408
- 20) HOFFMANN, G.
N. KLEINE
Eine neue Methode zur unblutigen
Messung des Schlagvolumens am
Menschen über viele Tage mit Hil-
fe von radioaktiven Isotopen.
Verhandl. Dtsch. Ges. Kreislauf-
forschg. 31 (1965), 93 - 97
- 21) HOFFMANN, G.
N. KLEINE
Der Informationsgehalt der radio-
kardiographischen Funktionsanalyse
In: Radionuklide in Kreislauffor-
schung und Kreislaufdiagnostik.
5. Jahrestagung der Gesellschaft
für Nuklearmedizin in Wien.
21. - 23. September 1967
Hrsg.: G. HOFFMANN, R. HÖFER, 1968
- 22) HOLMANN, B. L. et alii
The Paradox Image: A Noninvasive
Index of Regional Left-Ventricu-
lar Dyskinesis.
J. Nucl. Med. 20 (1979),
1237 - 1242
23. HUHMANN, W. et alii
Normale Wandbewegung des linken
Ventrikels, Vergleich mehrerer
Auswertemethoden.
Z. Kardiologie 69 (1980), 818 - 826
- 24) JENGO, J. A. et alii
Effects of Maximal Exercise Stress
on Left Ventricular Function
Patients with Coronary Artery Di-
sease Using First Pass Radionuc-
lide Angiocardiology.
Circulation 59 (1979), 60 - 65

- 25) JOHN, V. et alii ROC-Analyse als Testmethode und zur Trainingskontrolle bei der Röntgenbildauswertung.
Radiologie 21 (1981), 255 - 259
- 26) KARSCH, K. R. et alii Qualitative und semiquantitative Analyse der lokalen Wandfunktion mittels der Gated-blood-pool-Methode im Vergleich zur Cineventrikulographie.
Z. Kardiol. 69 (1980), 334 - 338
- 27) KNAPP, W. H. Radiokardiographische Prinzipien während der ersten Indikatorpassage im diagnostischen Zusammenhang mit Echo- und Angiokardiographie.
Nucl.-Med. 17 (1978) , 194 - 198
- 28) KNOPP, R. et alii Die Methoden der Datenakquisition bei der Herzfunktionsszintigraphie Vor- und Nachteile, diagnostische Wertigkeit.
Nucl. Med. 19 (1980), 155 - 160
- 29) LISSNER, J.
HUG, O. Radiologie, 1975
- 30) LUSTED, L. B. Decision Making Studies In Patient Management.
N. Engl. J. Med. 384 (1971),
416 - 424
- 31) MADDOX, D. E. et alii Ejection Fraction Image:
A Noninvasive Index of Regional Left Ventricular Wall Motion.
Am. J. Cardiol. 41 (1978),
1230 - 1238

- 32) MADDUX, D. E. et alii
Regional Ejection Fraction:
A quantitative Radionuclide
Index of Regional Left Ven-
tricular Performance.
Circulation 59 (1979),
1001 - 1009
- 33) Mc Neil, B. J.
ADELSTEIN, S. J.
Determining the Value of Diag-
nostic and Screening Test.
Journal Of Nuclear Medicine 17,
6, 439 - 448
- 34) OGRIS, E. et alii
Assessment of Regional Wall Mo-
tion in Coronary Artery Disease
Using Radionuclide Methods.
Nucl. Med. 17 (1978), 221 - 224
- 35) OKADA, R. D. et alii
Observer Variance in the Quali-
tative Evaluation of Left Ven-
tricular Wall Motion and the
Quantitation of Left Ventricu-
lar Ejection Fraction Using Rest
an Exercise Multigated Blood
Pool Imaging.
Circulation 61 (1980), 128 - 136
- 36) RIGO, P. et alii
Scintiphotographic Evaluation of
Patients with suspected Left Ven-
tricular Aneurysm.
Circulation 50 (1974), 985 - 991
- 37) SAUER, E. et alii
Die Beurteilung der globalen und
regionalen linksventrikulären Funk-
tion in Ruhe und während Ergome-
terbelastung bei Patienten korona-
rer Herzkrankheit mit der EKG-ge-
triggerten Herzbinnenraumszinti-
graphie.
Nucl. Med. 17 (1978), 225 - 228

- 38) SCHAD, N. Nichtinvasive Darstellung der Wandbewegung und Schlagvolumenverteilung des linken Ventrikels nach Myokardinfarkt
Fortschr. Röntgenstr. 174, 3 (1976)
201 - 206
- 39) SCHNEIDER, P. Nuklearmedizinische Diagnostik von links-rechts-Shunts
Z. Kardiol. 66 (1977), 79 - 82
- 40) SIGEL, H. et alii Radionuklid-Ventrikulographie III. Klinische Ergebnisse: Parameter der regionalen Wandbewegung.
Nucl.-Med. 17 (1978); 216 - 220
- 41) SILBER, S. et alii Quantitative Beurteilung der linksventrikulären Funktion mit der Radionuklid-Ventrikulographie.
Herz 5 (1980), 146 - 158
- 42) VAN NOSTRAND, D. et alii Evaluation of Segmental Left Ventricular Wall Motion by Equilibrium Gated Radionuclide Ventriculography.
Catherization and Cardiovascular Diagnosis 5 (1979), 247 - 255
- 43) ZARET, B. L. et alii A Non invasive Szintiphotographic Method for Detecting Regional Ventricular Dysfunction in Man.
New. Engl. J. Med. 284 (1971),
1165 - 1170

5. Anhang: Ergebnisse der Einzelbildbewertungen



normal



unentschieden



pathologisch

NR.	EF	DIF	A	PH	POS	NEG
2						
6						
9						
12						
15						
16						
17						
18						
21						
26						
27						
29						
39						
40						
47						
50						
58						
63						
66						
71						
74						

Abb.22 Beurteiler H.
 lävokardiographisch
 Normalbefunde



normal



unentschieden



pathologisch

Nr.	EF	DIF	A	PH	POS	NEG
2	pathologisch	normal	normal	normal	normal	normal
6	pathologisch	normal	normal	normal	normal	normal
9	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
12	pathologisch	normal	normal	normal	normal	normal
15	pathologisch	unentschieden	unentschieden	normal	normal	unentschieden
16	pathologisch	unentschieden	normal	normal	normal	normal
17	pathologisch	normal	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
18	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
21	normal	normal	normal	normal	normal	normal
26	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
27	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
29	normal	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
39	normal	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
40	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
47	normal	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
50	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
58	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
63	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
66	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
71	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
74	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden

Abb.23 Beurteiler K.
lävokardiographisch
Normalbefunde



normal



unentschieden



pathologisch

Abb.24 Beurteiler S.
lävokardiographisch
Normalbefunde

NR.	EF	DIF	A	PH	POS	NEG
2	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch	pathologisch
6	pathologisch	normal	normal	pathologisch	pathologisch	pathologisch
9	normal	pathologisch	normal	pathologisch	pathologisch	pathologisch
12	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch	pathologisch
15	pathologisch	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
16	normal	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch
17	normal	normal	normal	normal	normal	normal
18	normal	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
21	pathologisch	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
26	pathologisch	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
27	normal	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
29	normal	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
39	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch
40	normal	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
47	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch
50	normal	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
58	pathologisch	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
63	normal	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
66	pathologisch	normal	normal	normal	pathologisch	pathologisch
71	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch
74	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch



pathologisch



unentschieden



normal

Abb.25 Beurteiler N.
 lävokardiographisch
 pathologische
 Befunde

NR.	EF	DIF	A	PH	POS	NEG
1	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	normal	pathologisch
3	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch	normal	pathologisch
4	unentschieden	pathologisch	pathologisch	pathologisch	normal	pathologisch
5	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch	normal	pathologisch
7	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	normal	pathologisch
8	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	normal	pathologisch
10	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch
11	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	normal	pathologisch
13	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	normal	unentschieden
14	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	normal	pathologisch
19	pathologisch	pathologisch	pathologisch	unentschieden	normal	pathologisch
20	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	normal	unentschieden
22	unentschieden	unentschieden	pathologisch	pathologisch	normal	unentschieden
23	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	normal	pathologisch
24	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	normal	unentschieden
25	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	normal	unentschieden
28	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch	normal	unentschieden
30	pathologisch	pathologisch	pathologisch	unentschieden	normal	pathologisch
31	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	normal	normal
32	unentschieden	pathologisch	pathologisch	pathologisch	normal	pathologisch
33	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	normal	unentschieden
34	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	normal	normal
35	unentschieden	unentschieden	unentschieden	pathologisch	normal	unentschieden
36	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	normal	pathologisch
37	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch
38	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	normal	pathologisch
41	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	normal	unentschieden

Fortsetzung Abb.25

NR.	EF	DIF	A	PH	POS	NEG
42						
43						
44						
45						
46						
48						
49						
51						
52						
53						
54						
55						
56						
57						
59						
60						
61						
62						
64						
65						
67						
68						
69						
70						
72						
73						



pathologisch



unentschieden



normal

NR.	EF	DIF	A	PH	POS	NEG
1	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch		
3	unentschieden		unentschieden			
4		unentschieden	pathologisch	pathologisch		
5	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch		unentschieden
7	pathologisch	unentschieden	unentschieden			
8	pathologisch	unentschieden	pathologisch	unentschieden		unentschieden
10	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch		unentschieden
11	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch		pathologisch
13	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch		unentschieden
14	unentschieden		unentschieden			
19	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch		unentschieden
20	unentschieden		unentschieden	unentschieden		
22		unentschieden	unentschieden			unentschieden
23	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch		unentschieden
24				unentschieden		
25	unentschieden	unentschieden		pathologisch		unentschieden
28	pathologisch	unentschieden	pathologisch	unentschieden		unentschieden
30	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch		
31						
32			unentschieden	pathologisch		
33	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch		pathologisch
34	unentschieden	unentschieden	unentschieden			
35	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch		pathologisch
36	unentschieden	unentschieden	pathologisch	pathologisch		unentschieden
37	unentschieden	unentschieden	pathologisch	pathologisch		unentschieden
38	pathologisch		unentschieden	unentschieden		
41		unentschieden				unentschieden

Abb.26 Beurteiler K.
 lävokardiographisch
 pathologische
 Befunde

Fortsetzung Abb.26

NR.	EF	DIF	A	PH	POS	NEG
42						
43						
44						
45						
46						
48						
49						
51						
52						
53						
54						
55						
56						
57						
59						
60						
61						
62						
64						
65						
67						
68						
69						
70						
72						
73						



pathologisch



unentschieden



normal

Abb.27 Beurteiler S.
lävokardiographisch
pathologische
Befunde

NR.	EF	DIF	A	PH	POS	NEG
1	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	unentschieden
3	unentschieden	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	unentschieden
4	unentschieden	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch
5	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	unentschieden
7	unentschieden	unentschieden	pathologisch	unentschieden	unentschieden	pathologisch
8	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch
10	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch
11	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch
13	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch
14	unentschieden	unentschieden	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden
19	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
20	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
22	unentschieden	unentschieden	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden
23	unentschieden	pathologisch	unentschieden	pathologisch	unentschieden	unentschieden
24	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
25	unentschieden	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch
28	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch
30	pathologisch	unentschieden	pathologisch	unentschieden	unentschieden	unentschieden
31	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
32	unentschieden	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	unentschieden
33	pathologisch	unentschieden	pathologisch	pathologisch	unentschieden	unentschieden
34	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden
35	pathologisch	pathologisch	pathologisch	pathologisch	unentschieden	pathologisch
36	unentschieden	unentschieden	unentschieden	pathologisch	unentschieden	unentschieden
37	unentschieden	unentschieden	unentschieden	pathologisch	unentschieden	unentschieden
38	unentschieden	unentschieden	unentschieden	pathologisch	unentschieden	unentschieden
41	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden	unentschieden

Fortsetzung Abb.27

NR.	EF	DIF	A	PH	POS	NEG
42						
43						
44						
45						
46						
48						
49						
51						
52						
53						
54						
55						
56						
57						
59						
60						
61						
62						
64						
65						
67						
68						
69						
70						
72						
73						

Zu großem Dank verpflichtet bin ich Herrn Prof. Dr. J. P. Haas (Radiologisches Institut) für die Überlassung des Themas.

Herrn Dr. P. Schneider (Radiologisches Institut) danke ich für die technische Betreuung und die wissenschaftliche Diskussion der Arbeit.

Ferner gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. med. H. Nieth (Med. Klinik I) für die freundliche Überlassung der angiografischen Daten und insbesondere Herrn Priv. Doz. W. Huhmann (Med. Klinik I) für die Beratung und Diskussion der Kardiologischen Untersuchungsergebnisse.

L E B E N S L A U F

Ich wurde am 3. Mai 1952 als zweites Kind des Malermeisters Herbert Kaiser und seiner Ehefrau Hildegard in Duisburg geboren.

In Rheinhausen besuchte ich von 1958 bis 1962 die Volksschule und von 1962 bis 1970 das Gymnasium. Die Reifeprüfung legte ich am 24. Juni 1970 ab.

Von 1970 bis 1975 studierte ich an der Philipps-Universität zu Marburg die Fächer Physik, Mineralogie und Mathematik. Zum Wintersemester 1975 konnte ich das Studium der Medizin in Marburg beginnen. Nach dem zweiten Staatsexamen 1980 absolvierte ich das Praktische Jahr an den Städtischen Kliniken in Fulda, das ich mit dem dritten Staatsexamen am 28. Oktober 1981 beendete.

Vom 1. Januar 1982 bis 31. März 1983 leistete ich meinen Wehrdienst als Stabsarzt bei der Bundeswehr ab.

Seit dem 1. April 1983 bin ich als Assistenzarzt in der Medizinischen Klinik des Städtischen Krankenhauses Gütersloh (Chefarzt Prof. Dr. L. Pippig) tätig.

Seit dem 10. November 1978 bin ich mit Elisabeth Schulteis-Kaiser, Dipl. Psychologin, verheiratet. Wir haben bisher zwei Kinder.

